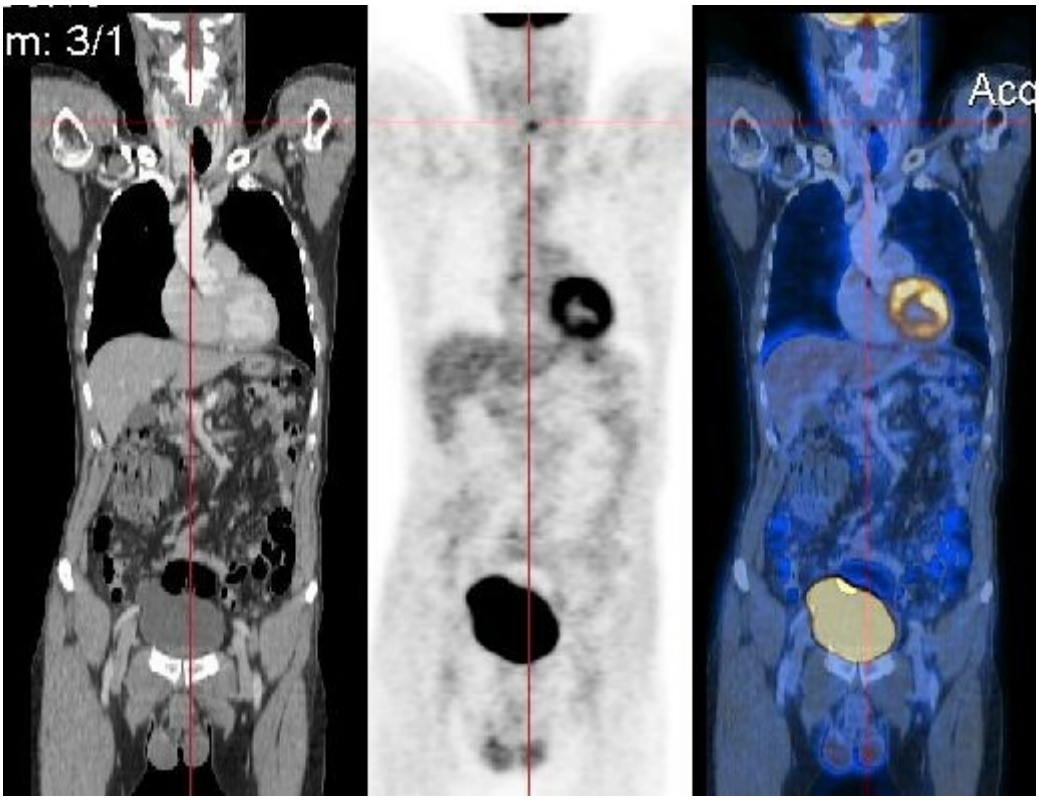
Autori di Wikipedia

Basi di Medicina Nucleare



Wikipedia

Prefazione:

Anni fa era possibile creare dei libri in formato PDF utilizzando una funzione specifica del software MediaWiki che ormai da parecchio è disabilitata. Questa funzione a mio parere era molto comoda perché permetteva di creare dei manuali che gli utenti potevano direttamente comparare con i testi reperibili in libreria e che potevano anche essere consultati e scaricati GRATUITAMENTE. Un uso interessante dei PDF creati in questa maniera poteva essere ad esempio la pubblicazione di libri di testo per le scuole completamente gratuiti, ove per ovvie ragioni non è possibile utilizzare un cellulare o un tablet connesso ad internet durante le lezioni. In questo modo con pochissimi sforzi si potrebbero far risparmiare centinaia di euro a famiglia!...motivo per cui io e molti altri utenti dell'enciclopedia da anni ci battiamo perché questa caratteristica venga riattivata, senza successo!

Allo stato attuale l'unico modo disponibile per creare i libri in PDF di Wikipedia è acquistarli online stampati tramite il servizio PediaPress...ed in tutta sincerità non sono così contento che una società privata ed a scopo di lucro sia l'unica che attualmente possieda questo algoritmo e non lo condivida con il resto della comunità che giornalmente contribuisce scrivendo ed aggiornando le voci! (vengono concessi solo alcuni spiccioli per ogni copia ordinata alla Wikimedia Foundation...) Un altro fatto a mio parere grave è l'impossibilità di esportare facilmente Wikipedia in formato HTML in modo che possa essere clonata o utilizzata anche su siti diversi e senza ricorrere a software appositi (sto da tempo pianificando di portare Wikipedia dentro ZeroNet in modo che sia possibile raggiungerla facilmente anche dove è censurata o la connessione non è sempre disponibile).

Ho creato questo "libro" semplicemente esportando le singole voci (molte scritte anche da me) in formato PDF ed unendole fra di loro con un software; così facendo non è sempre stato possibile ottenere una buona impaginazione, ma spero che questo "esperimento" abbia successo e possa portare la comunità ad apprezzare questi libri ed a richiederne con più forza la riattivazione gratuita per tutti!

Questo testo è tratto da Wikipedia, per cui è pubblicato nei termini della sua stessa licenza, la Creative Commons Attribuzione – Condividi allo Stesso Modo V 3.0. L'elenco completo degli autori delle singole voci è consultabile direttamente da Wikipedia (i singoli PDF sono stati creati in data 25/5/2021).

Galati Antonello

INTRODUZIONE:

WIKIPEDIA

Radiazioni ionizzanti

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **radiazione ionizzante** è la radiazione che trasporta abbastanza energia da liberare elettroni da atomi o molecole, ionizzandoli. La radiazione ionizzante può essere composta da particelle subatomiche o ioni o atomi che si muovono ad alte velocità, o anche onde elettromagnetiche nell'estremità più energetica dello spettro elettromagnetico.

Simbolo di pericolo di radiazioni ionizzanti

Segnale supplementare di pericolo (2007 AIEA - ISO) in cui si aggiungono ulteriori ideogrammi su sfondo rosso: onde, teschio ed ossa incrociate, persona in fuga. Sostituisce in parte il simbolo a elica di serie, in alcune limitate circostanze specifiche; è utilizzato in depositi di rifiuti radioattivi a lungo termine, che potrebbero continuare ad esistere in un lontano futuro quando altri segnali di pericolo potrebbero essere dimenticati o male interpretati.

Indice

Descrizione

Tipi di radiazione

- Direttamente ionizzanti
  - Particelle alfa
  - Particelle beta
  - Positroni
  - Radiazione elettromagnetica
  - Ultravioletto
  - Nuclei carichi
- Indirettamente ionizzanti
  - Neutroni

Effetti fisici

- Effetti nucleari
- Effetti chimici
- Effetti elettrici
- Penetrazione nella materia
- Penetrazione della radiazione indirettamente ionizzante
- Penetrazione della radiazione direttamente ionizzante

Effetti sulla salute umana

Dosimetria e radioprotezione

Usi

- Scopi industriali
- Scopi medici
- Scopi militari

Sorgenti di radiazioni

- Fondo di radioattività naturale
  - Radiazione cosmica
  - Radiazione terrestre

Esposizione alle radiazioni
- Esposizione pubblica
- Esposizione nel volo spaziale
- Esposizione nel trasporto aereo
- Segnali di pericolo di radiazioni

Note

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

Descrizione

I raggi gamma, i raggi X e la porzione ad alta frequenza degli ultravioletti dello spettro elettromagnetico sono ionizzanti, mentre la parte più bassa degli ultravioletti dello spettro elettromagnetico, e anche la parte più bassa dello spettro sotto agli UV, compresa la luce visibile (inclusi quasi tutti i tipi di luce laser), gli infrarossi, le microonde e le onde radio sono considerate tutte radiazioni non ionizzanti. Il confine che esiste nell'ultravioletto tra radiazioni elettromagnetiche ionizzanti e non ionizzanti non è nettamente definito, dal momento che i diversi atomi e molecole vengono ionizzati a energie differenti. La definizione convenzionale colloca il confine a un'energia del fotone tra 10 eV e 33 eV nell'ultravioletto, come viene precisato meglio nel seguito.

Le particelle subatomiche ionizzanti più comuni comprendono le particelle alfa, le particelle beta e i neutroni. Quasi tutti i prodotti del decadimento radioattivo sono ionizzanti perché l'energia del decadimento radioattivo è generalmente molto più alta di quella richiesta per ionizzare. Altre particelle subatomiche ionizzanti che esistono naturalmente sono i muoni, i mesoni, i positroni, e altre particelle che costituiscono i raggi cosmici secondari, i quali vengono prodotti dopo che i raggi cosmici primari interagiscono con l'atmosfera terrestre[1][2]. I raggi cosmici sono generati dalle stelle e da alcuni eventi celesti catastrofici come l'esplosione di una supernova. I raggi cosmici possono anche produrre radioisotopi sulla Terra (per esempio, il carbonio-14), che successivamente decadono e producono una radiazione ionizzante. I raggi cosmici e il decadimento degli isotopi radioattivi sono le principali fonti della radiazione ionizzante naturale sulla Terra chiamata radiazione di fondo. La radiazione ionizzante può essere anche prodotta artificialmente usando tubi a raggi X, acceleratori di particelle, e uno qualsiasi dei vari metodi con i quali vengono prodotti artificialmente i radioisotopi.

La radiazione ionizzante è invisibile e non è direttamente avvertibile dai sensi umani, perciò strumenti per il rilevamento della radiazione come i contatori Geiger sono necessari per rilevarla. Ad ogni modo, essa può causare l'emissione di luce visibile subito dopo l'interazione con la materia, come nella radiazione Cherenkov e nella radioluminescenza. La radiazione ionizzante è usata in svariati campi tra cui la medicina, la ricerca, l'industria manifatturiera e l'edilizia, ma presenta un rischio per la salute se non vengono prese le giuste misure contro un'esposizione indesiderata. L'esposizione alla radiazione ionizzante causa danni ai tessuti viventi, e può causare mutazioni, malattia acuta da radiazione, cancro e morte.

Tipi di radiazione

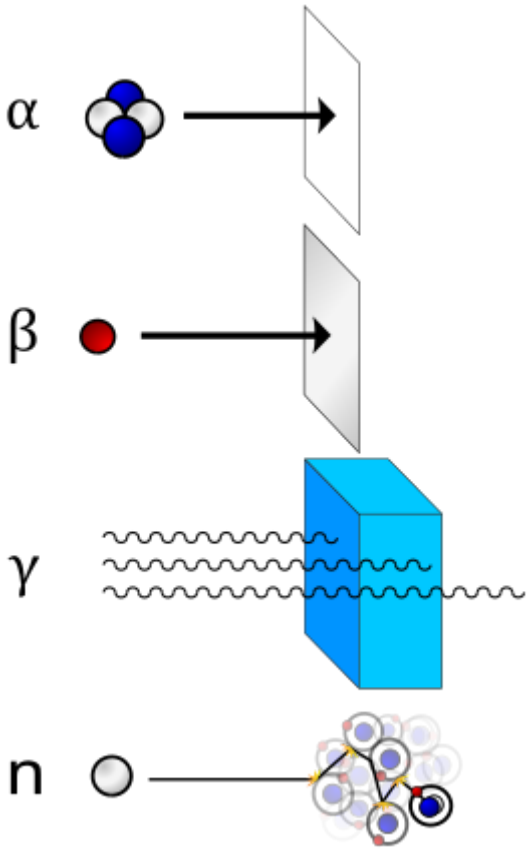
La radiazione ionizzante è classificata dalla natura delle particelle o dalle onde elettromagnetiche che creano l'effetto ionizzante. Questi hanno diversi meccanismi di ionizzazione e possono essere raggruppati come ionizzanti direttamente o indirettamente.

Direttamente ionizzanti

Ogni particella carica massiva può ionizzare gli atomi direttamente tramite interazione fondamentale attraverso la forza di Coulomb se trasporta un'energia cinetica sufficiente. Queste particelle includono nuclei atomici, elettroni, muoni, protoni e nuclei carichi energetici spogliati dei loro elettroni. Quando si muovono a velocità relativistiche queste particelle hanno un'energia cinetica sufficiente per essere ionizzanti, ma non sono necessarie velocità relativistiche. Ad esempio, una particella alfa tipica è ionizzante, ma si muove a 0.05 c, e un elettrone con 33 eV (con energia sufficiente ad ionizzare qualsiasi elemento) si muove a circa 0.01 c.

In particolare a due sorgenti ionizzanti sono stati dati nomi speciali per riconoscerle: I nuclei di elio espulsi dai nuclei atomici sono chiamati particelle alfa e gli elettroni espulsi di solito (ma non sempre) a velocità relativistica sono chiamati particelle beta.

I raggi cosmici naturali sono costituiti principalmente da protoni relativistici, ma comprendono anche nuclei atomici più pesanti come ioni elio e ioni HZE (nuclei ad alta energia di raggi cosmici galattici con carica elettrica +2). Nell'atmosfera i raggi cosmici interagendo con le molecole d'aria producono pioni, che hanno una durata breve, e decadono in muoni, un tipo primario di raggi cosmici che raggiungono il suolo (e lo penetrano anche per un certo tratto).



I raggi alpha (**α**) consistono in nuclei di elio-4 ad alta velocità, e sono fermati da un foglio di carta. I raggi beta (**β**), costituiti da elettroni, sono fermati da un foglio di alluminio. I raggi gamma (**γ**), costituiti da fotoni ad alta energia sono infine assorbiti da materiali molto densi. I raggi di neutroni (**n**) costituiti da neutroni liberi, sono bloccati da elementi leggeri, come l'idrogeno, che li rallenta e/o li cattura. Non mostrati in figura: i raggi cosmici galattici che consistono in nuclei carichi energetici come protoni, nuclei di elio, e ioni.

Particelle alfa

Le particelle alfa sono costituite da due protoni e due neutroni legati in una particella identica ad un nucleo di elio. Le emissioni di particelle alfa sono generalmente prodotte nel processo di decadimento alfa, ma possono anche essere prodotte in altri modi. Le particelle alfa sono denominate come la prima lettera dell'alfabeto greco, α. Il simbolo della particella alfa è α o α^{2+}. Poiché sono identici ai nuclei dell'elio, sono anche a volte scritti come He^{2+} o ${}_2^4He^{2+}$ indicando uno ione di elio con una carica +2 (senza i suoi due elettroni). Se lo ione acquista gli elettroni dall'ambiente, la particella alfa può essere scritta come un normale (elettricamente neutro) atomo di elio ${}_2^4He$.

Le particelle alfa sono fortemente ionizzanti. Se derivano dal decadimento radioattivo hanno una bassa profondità di penetrazione cioè possono essere assorbite da pochi centimetri di aria o dalla pelle. Più potenti sono le particelle alfa prodotte da fissione ternaria, cioè le fissioni nucleari con tre prodotti di decadimento, essendo in questo caso di energia molto più elevata, circa tre volte di quelli prodotti dai processi di decadimento nucleare binari, in questo caso sono in grado di attraversare il corpo umano negli strati più profondi. Le particelle alfa costituiscono il 10-12% dei raggi cosmici, e in questo caso hanno energie molto maggiori di quelle dei processi nucleari e quando vengono incontrate nello spazio sono in grado di attraversare il corpo umano e schermi anche molto spessi. Tuttavia questo tipo di radiazioni è notevolmente attenuato dall'atmosfera terrestre, che è uno schermo di radiazioni equivalente a circa 10 metri d'acqua[3].

Particelle beta

Le particelle beta sono elettroni o positroni di grande energia cinetica, emessi da alcuni nuclei radioattivi, come il potassio-40. La produzione delle particelle beta è chiamata decadimento beta. Sono indicate con la lettera greca beta β. Ci sono due forme di decadimento beta, β^- e β^+, che danno origine rispettivamente all'elettrone e al positrone[4].

Quando si dice che qualcosa ha contaminazione radioattiva, significa spesso che ci sono delle particelle beta emesse dalla sua superficie, rilevabili con un contatore Geiger o un altro rivelatore di radiazioni. Che siano beta è facilmente verificabile, infatti avvicinando il misuratore di radiazione alla sorgente il segnale del contatore aumenta visibilmente, ma basta porre un foglio di alluminio per diminuire in maniera sensibile il segnale misurato. Se fosse una contaminazione da alfa basterebbe un foglio di carta!

Le particelle beta ad alta energia, mentre passano attraverso la materia, possono produrre raggi X conosciuti come bremsstrahlung ("radiazione frenante") o elettroni secondari (raggi delta). Entrambe possono causare un effetto di ionizzazione indiretta.

La radiazione di bremsstrahlung riguarda la schermatura degli emettitori beta, poiché l'interazione delle particelle beta con il materiale schermante produce radiazioni di Bremsstrahlung. Questo effetto è maggiore con il materiale di elevato numero atomico, per evitare questo effetto indesiderato gli schermi per le particelle beta sono fatti con materiali che hanno un basso numero atomico.

Positroni

Il *positrone* detto anche *antielettrone* è l'antiparticella o la controparte in antimateria dell'elettrone. Quando un positrone a bassa energia collide con un elettrone a bassa energia, si verifica l'annichilazione, con conseguente trasformazione della loro massa in energia totale di due o più fotoni gamma.

I positroni possono essere generati da un decadimento nucleare o attraverso interazioni deboli o dalla produzione di coppia prodotta da un fotone sufficientemente energetico. I positroni sono fonti artificiali comuni di radiazione ionizzante utilizzate nelle scansioni mediante tomografia a emissione di positroni detta (PET), una tecnica di diagnostica medica.

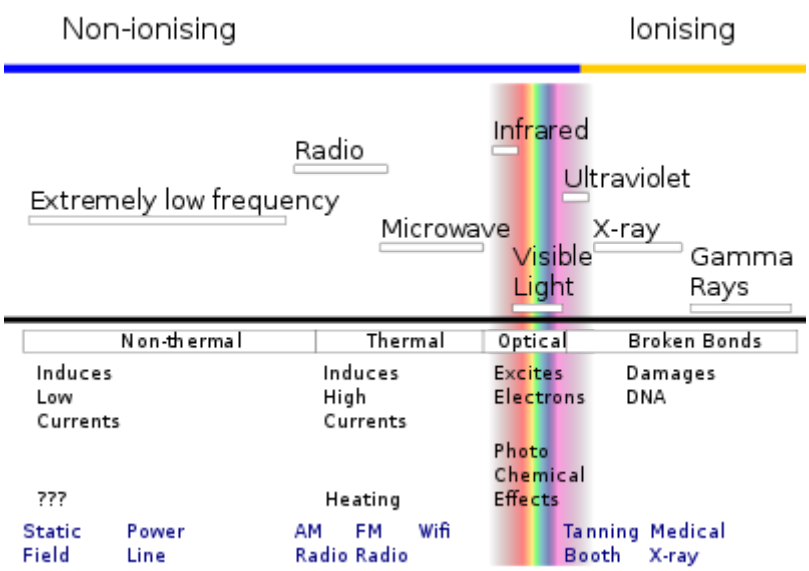
Poiché i positroni sono particelle caricate positivamente, possono anche ionizzare direttamente un atomo attraverso la interazione Coulombiana.

Radiazione elettromagnetica

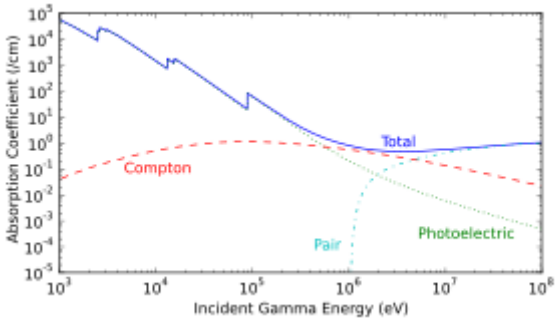
Quando la frequenza delle onde elettromagnetiche è superiore a quella visibile, gli effetti della quantizzazione delle onde elettromagnetiche sono più evidenti, per cui in tale parte dello spettro elettromagnetico, si parla di fotoni. Anche se i fotoni sono elettricamente neutri, possono ionizzare gli atomi direttamente attraverso l'effetto fotoelettrico e l'effetto Compton. Ciascuna di queste interazioni provocherà l'espulsione di un elettrone da un atomo a velocità relativistiche, trasformando tale elettrone in una particella beta (particella beta secondaria) che ionizzerà molti altri atomi. Poiché la maggior parte degli atomi interessati sono ionizzati direttamente dalle particelle beta secondarie, i fotoni sono chiamati radiazioni indirettamente ionizzanti. [5]

La radiazione di fotoni è chiamata raggi gamma se prodotta da una reazione nucleare, decadimento di particelle subatomiche, o decadimento radioattivo all'interno del nucleo. Altrimenti è chiamata raggi x se prodotta all'esterno del nucleo. Il generico termine "fotone" è perciò utilizzato per descrivere entrambi.[6][7][8]

I raggi X normalmente hanno energia inferiore rispetto ai raggi gamma, e con una vecchia convenzione si definiva il confine a una lunghezza d'onda di 10^{-11} m o a un'energia di 100 keV.[9] Questa soglia è stata dettata dalle limitazioni dei vecchi tubi a raggi X ed alla mancata conoscenza delle cosiddette transizioni isomeriche. Le tecnologie e le scoperte moderne hanno portato ad una sovrapposizione tra le energie a raggi X e gamma. In molti campi sono funzionalmente identici, differendo per gli studi terrestri solo per l'origine della radiazione. In astronomia, però, dove l'origine delle radiazioni spesso non può essere determinata in modo affidabile, è stata conservata la vecchia divisione energetica, con raggi X definiti tra 120 eV e 120 keV e raggi gamma come di qualsiasi energia superiore a 100/120 keV , indipendentemente dalla fonte. La maggior parte dei "raggi gamma astronomici" conosciuti, *non* sono originati nei processi radioattivi nucleari, ma piuttosto derivano da processi come quelli che producono raggi X astronomici, solo che sono prodotti da elettroni molto più energetici.



Diversi tipi di radiazioni elettromagnetiche



L'assorbimento totale del piombo (numero atomico 82) dei raggi gamma, in un funzione dell'energia dei raggi stessi, vengono distinti i contributi dei tre effetti. A bassa energia il meccanismo dominante è l'effetto fotoelettrico mentre per energie superiori a 5 MeV, domina la produzione di coppie elettrone-positrone.

L'assorbimento fotoelettrico è il meccanismo dominante nei materiali organici per le energie fotoniche inferiori a 100 keV, tipiche del tubo a raggi X classico. A energie superiori a 100 keV, i fotoni ionizzano la materia sempre più attraverso l'effetto Effetto Compton e poi indirettamente attraverso la produzione di coppia(elettrone-positrone) ad energie superiore ai 5 MeV. La figura più in basso, in cui sono sintetizzati i vari processi di ionizzazione, per quanto riguarda i raggi gamma mostra due scattering Compton che si verificano in sequenza. In ogni evento di scattering, il raggio gamma trasferisce energia ad un elettrone e continua sul suo cammino in una direzione diversa ma con energia inferiore.

Ultravioletto

La radiazione elettromagnetica in cui i fotoni hanno energia compresa tra 3,1 eV (quindi lunghezza d'onda di 400 nm) e 124 eV (10 nm) è chiamato ultravioletto. Tale radiazione rappresenta una specie di demarcazione tra la radiazione ionizzante e quella non ionizzante. Infatti i raggi X che hanno energie superiori a 124 eV sono sicuramente sempre ionizzanti, per quanto riguarda gli ultravioletti la distinzione non vi è un limite fisico preciso. Ad esempio il Cesio ha una energia di prima ionizzazione di appena 3,89 eV quindi anche gli ultravioletti meno energetici sono in grado di ionizzarlo. Ma il Cesio è un caso estremo, l'energia di prima ionizzazione dell'ossigeno e dell'idrogeno è di circa 14 eV, per questa ragione l'agenzia delle telecomunicazioni[10] degli USA definisce la radiazione ionizzante quella con un'energia superiore a 10 eV. Ma invece l'Agenzia per la protezione dell'ambiente degli USA[11] stabilisce il limite come soglia biologica per le

radiazioni ionizzanti 33 eV. La Commissione Internazionale sulle unità e misure della radiazione (ICRU) indica tale limite con il nome colloquiale *valore W*. L'energia di 33 eV è quella che viene persa mediamente per ionizzare una molecola d'acqua, creando una coppia di ioni assieme ad altri processi quali l'eccitazione[12].

L'energia di 33 eV (lunghezza d'onda di 38 nm) cade nella regione di transizione con i raggi X, tale parte dello spettro elettromagnetico viene chiamata estremo ultravioletto e quindi da un punto di vista biologico solo l'estremo ultravioletto è una radiazione ionizzante.

Nuclei carichi

I nuclei carichi sono parte dei raggi cosmici galattici e solari, mentre non hanno fonti naturali sulla terra. Tali nuclei carichi, sono frenati da strati relativamente sottili di schermatura tra cui gli abiti o la pelle. Tuttavia, l'interazione risultante genera radiazioni secondarie e causa effetti biologici in cascata. Se, ad esempio, solo un atomo di tessuto viene spostato da un protone energetico, la collisione provoca ulteriori interazioni nel corpo. Questo è chiamato "trasferimento di energia lineare" (*LET*), cioè avviene uno scattering elastico.

Il *LET* è molto simile all'urto elastico tra punti materiali, in cui l'energia iniziale si ridistribuisce tra le due particelle in maniera disuguale. Quando un nucleo carico colpisce un nucleo relativamente lento di un oggetto nello spazio, si verifica la LET e i neutroni, le particelle alfa, i protoni a bassa energia e altri nuclei verranno liberati da queste collisioni e contribuiscono alla dose totale di energia assorbita dal tessuto[13].

Indirettamente ionizzanti

La radiazione ionizzante indiretta è elettricamente neutra e pertanto non interagisce in maniera determinante con la materia. La maggior parte degli effetti di ionizzazione sono dovuti a ionizzazioni secondarie. Un esempio di radiazione ionizzante indiretta è l'attivazione neutronica.

Neutroni

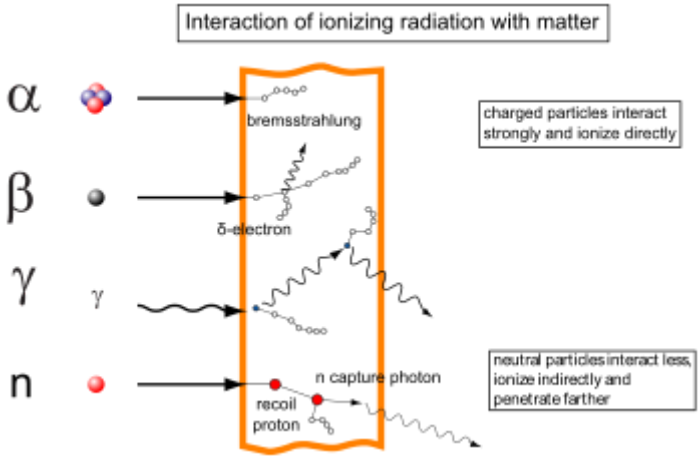
I neutroni hanno carica elettrica pari a zero e quindi non ionizzano direttamente la materia. Ma avendo i neutroni una massa praticamente eguale a quella dei protoni degli atomi di idrogeno in una collisione elastica (**LET**) con i nuclei di idrogeno, trasferiscono integralmente ai protoni la loro quantità di moto, quindi l'atomo di idrogeno viene ionizzato. I prodotti della reazione (elettrone e protone) essendo molto energetici risultano delle radiazioni secondarie molto ionizzanti.

Se i neutroni colpiscono in maniera elastica nuclei più pesanti dell'idrogeno, viene trasferita meno energia , infatti solo nell'urto elastico tra particelle eguali la quantità di moto della particella che urta viene trasferita integralmente a quella urtata. Quindi dopo l'urto si avrà un neutrone che conserva parte della sua energia cinetica e un atomo,in genere ionizzato, che costituisce una radiazione secondaria ionizzante: in questo caso si parla di dispersione elastica. Ma è possibile anche un altro meccanismo, l'urto anelastico in cui i neutroni vengono assorbiti in un processo chiamato cattura neutronica e causano l'attivazione neutronica del nucleo, un fenomeno di questo genere è chiamata anche dispersione anelastica. A seconda della velocità dei neutroni e dalla loro sezione d'urto con i nuclei si verifica più facilmente dispersione elastica o anelastica. I neutroni quando hanno piccole energie cinetiche vengono chiamati neutroni termici. La attivazione neutronica è più probabile con i neutroni termici.

La attivazione neutronica con la maggior parte dei tipi di nuclei genera di solito nuclei radioattivi. Ad esempio il comune isotopo dell'ossigeno, con numero atomico 16, se subisce l'attivazione neutronica, dopo la prima rapida transizione con emissione di un protone viene formato azoto-16, tale isotopo è radioattivo che decade emettendo un raggio beta molto energetico diventando di nuovo ossigeno-16. Questo processo può essere scritto come:

> $_{16}O + n \rightarrow {}_{16}N$ (cattura di neutroni veloci possibile se l'energia dei neutroni è maggiore di 11 MeV)
>
> $_{16}N \rightarrow {}_{16}O + \beta^-$ (tempo di decadimento $t_{1/2}$ = 7.13 s)
>
> I raggi β^- prodotti hanno una elevata energia e quando vengono frenati interagendo con la materia producono radiazione di Bremsstrahlung molto energetica raggi γ o X

Sebbene non sia una reazione frequente, la reazione $^{16}O + n \rightarrow {}^{16}N$ è una delle principali fonti di raggi X emessi dall'acqua di raffreddamento di un reattore nucleare ad acqua pressurizzata e contribuisce enormemente alla radiazione generata da un reattore nucleare raffreddato ad acqua durante il funzionamento. Per questa ragione si preferisce moderare i neutroni,cioè rallentare la loro velocità, mediate schermi di idrocarburi che hanno un'abbondanza di idrogeno.



Interazione di radiazioni - i raggi gamma sono rappresentati da linee ondulate, le particelle cariche e i neutroni da linee rette. I piccoli cerchi mostrano dove si verifica la ionizzazione.

Nei materiali fissili, i neutroni secondari possono produrre una catena di decadimento nucleare, causando una maggiore quantità di ionizzazione dei prodotti della fissione.

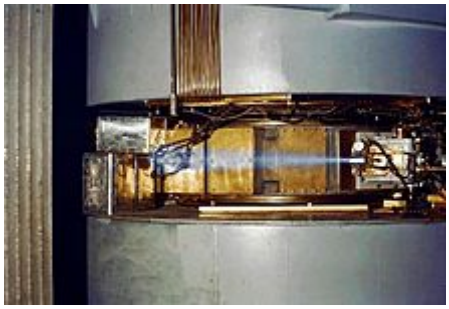
Al di fuori del nucleo, i neutroni liberi sono instabili e hanno una vita media di 14' 42". Un neutrone libero decade mediante emissione di un elettrone e di un antineutrino elettronico per diventare un protone, un processo noto come decadimento beta:[14]

Nella figura a fianco, in basso , è mostrato un neutrone che urta in maniera elastica un protone del materiale bersaglio, che diventa un protone rapido che ionizza a sua volta. Mentre il neutrone termico viene catturato da un nucleo in una reazione-(n,γ) che porta all'emissione di un raggio γ .

Effetti fisici

Effetti nucleari

I neutroni, i raggi alfa e i raggi gamma estremamente energetici (> 20 MeV) possono causare trasmutazione nucleare. I meccanismi rilevanti sono l'attivazione di neutroni e la fotodisintegrazione. Un numero abbastanza grande di trasmutazioni può cambiare le proprietà macroscopiche e indurre i bersagli a diventare radioattivi, anche dopo che la fonte originale viene rimossa.


La radiazione ionizzante ad alta intensità nell'aria può produrre una visibile luminescenza di aria ionizzata di colore blu-violaceo. In questa immagine si tratta di radiazioni ionizzanti di un ciclotrone.

Effetti chimici

La radiazione ionizzante interagendo con le molecole può portare a:

- radiolisi (rottura dei legami chimici)

- formazione di radicali liberi altamente reattivi. Questi radicali liberi, avendo un elettrone spaiato, possono reagire chimicamente con gli elementi confinanti, sottraendo ad essi un elettrone, anche dopo che la radiazione originale si è arrestata.
- distruzione dei reticoli dei cristalli, facendoli diventare amorfi.
- accelerazione delle reazioni chimiche, come la polimerizzazione, contribuendo a raggiungere l'energia di attivazione richiesta per la reazione.

Ci sono invece alcuni elementi che sono immuni agli effetti chimici delle radiazioni ionizzanti, come i fluidi monoatomici (es. Sodio fuso) che non hanno legami chimici da rompere e nessun reticolo cristallino da disturbare. Invece i composti biatomici semplici con entalpia di formazione molto negative, come l'acido fluoridrico, invece si riformeranno rapidamente e spontaneamente dopo la ionizzazione.

Effetti elettrici

La ionizzazione dei materiali aumenta temporaneamente la loro conducibilità. Questo è un pericolo particolare nella microelettronica dei semiconduttori, impiegata in apparecchiature elettroniche, con il rischio di correnti in ritardo che introducono errori di funzionamento o nel caso di alti flussi viene danneggiato in modo permanente il dispositivo stesso. La radiazione protonica esistente nello spazio può anche modificare in maniera significativa lo stato di circuiti digitali.

I dispositivi destinati ad ambienti ad elevata radiazione, come le apparecchiature spaziali (extra-atmosferiche) e per l'industria nucleare, possono essere fabbricate in modo da resistere a tali effetti attraverso il design, la selezione dei materiali e i metodi di fabbricazione. In realtà i circuiti più complessi mediante il software riescono a compensare gli errori dovuti alla irradiazione.

Penetrazione nella materia

Le modalità di penetrazione della radiazione si differenzia in base alla natura delle particelle che la compongono.

Penetrazione della radiazione indirettamente ionizzante

Le radiazioni indirettamente ionizzanti sono caratterizzate da un'attenuazione esponenziale: consideriamo un fascio collimato di particelle neutre stessa energia con flusso ϕ_0 che attraversa uno spessore di materiale L. Dopo lo spessore di materiale il flusso si sarà ridotto a

$$\phi(L) = \phi_0 e^{-\mu L}$$

dove μ prende il nome di coefficiente di attenuazione lineare, che ha le dimensioni dell'inverso di una lunghezza.

Penetrazione della radiazione direttamente ionizzante

Le particelle cariche di uno stesso tipo e di stessa energia attraversano tutte mediamente lo stesso spessore di materiale, detto *range*. Durante la loro attraversata del mezzo cedono, ad ogni interazione con esso, parte della loro energia. Si definisce quindi il potere frenante del mezzo S come la quantità di energia persa dalle particelle cariche nell'unità di percorso.

$$S = \frac{\mathrm{d}T}{\mathrm{d}l}$$

Di maggiore utilità pratica è il potere frenante di massa, definito come, detta ρ la densità del mezzo:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho}\frac{\mathrm{d}T}{\mathrm{d}l}$$

misurato ad esempio in $\mathrm{MeV \cdot cm^2 \cdot g^{-1}}$. Il potere frenante è scindibile in tre componenti:

- Potere frenante di massa elettronico, dovute alle perdite di energia a causa di collisioni con elettroni atomici.
- Potere frenante di massa per irraggiamento, dovuto alle perdite di energia per irraggiamento.
- Potere frenante di massa nucleare, dovute alle perdite di energia a causa degli urti elastici con i nuclei.

Il potere frenante elettronico è stato teoricamente calcolato da Bethe e Bloch e condensato nella formula di Bethe, che descrive l'andamento del potere frenante elettronico al variare del β e γ della particella. (β è il rapporto tra la velocità della particella e quella della luce, γ è il fattore di Lorentz cioè $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}}$).

Di particolare interesse nelle applicazioni è la curva di Bragg, che descrivere la perdita di energia per ionizzazione delle particelle cariche al variare della profondità di penetrazione. A fine percorso la curva di Bragg presenta un picco, detto picco di Bragg, sfruttato nell'adroterapia per concentrare il fascio sull'area del tumore.

Effetti sulla salute umana

Nei casi in cui la radiazione ionizzante incida su tessuti biologici, può causare danni di tipo sanitario, sia al corpo umano che sul cervello. [15]

I danni che una radiazione ionizzante può provocare ai tessuti biologici sono di vario tipo e vengono suddivisi in:

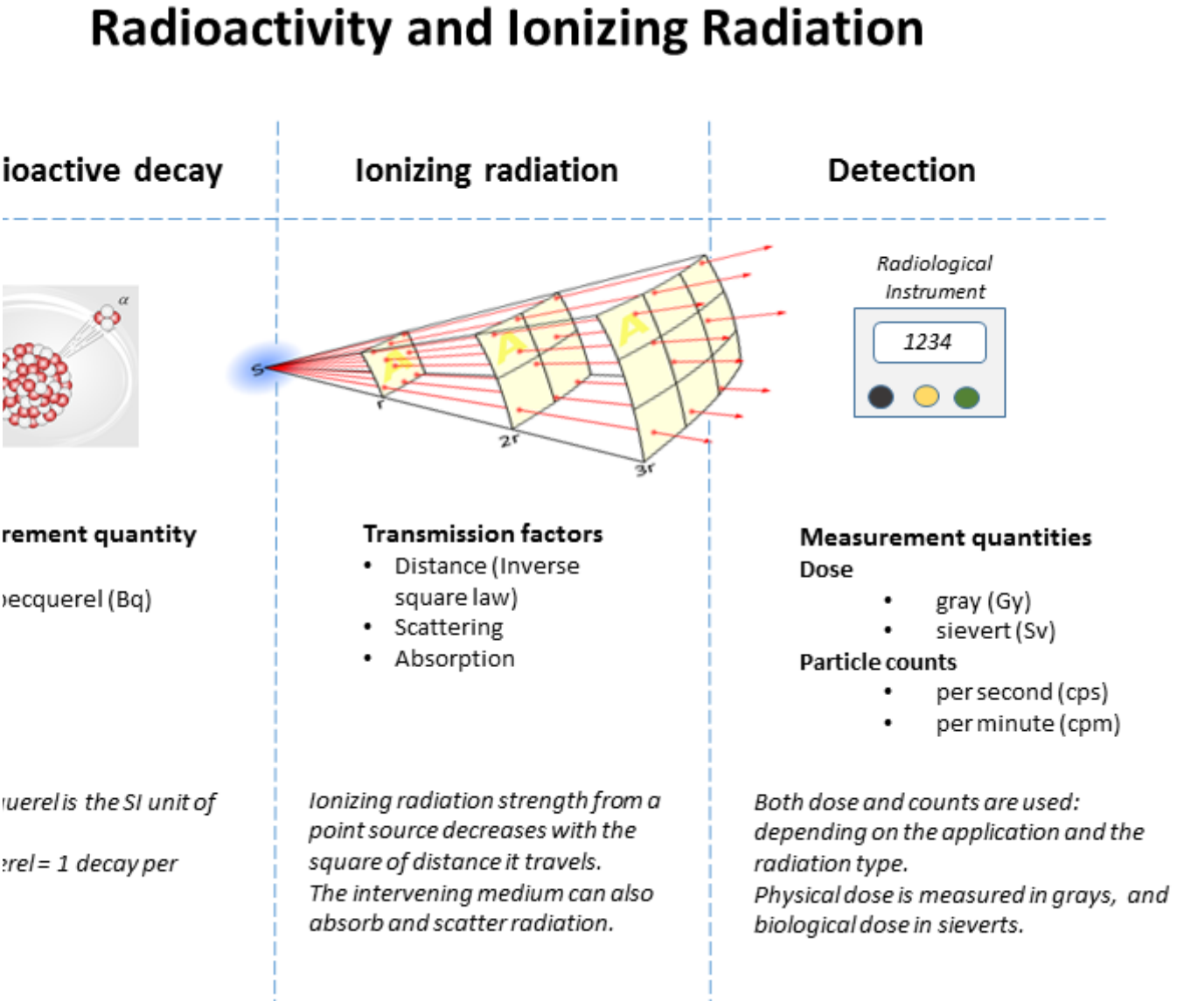
- danni somatici deterministici;
- danni somatici stocastici;
- danni genetici stocastici.

In particolare la radiazione alfa presenta un basso potere di penetrazione, quindi viene facilmente fermata dallo strato superficiale della pelle costituita da cellule morte, di conseguenza non è pericolosa per l'uomo nei casi di irradiazione esterna. Diventa invece pericolosa nelle situazioni in cui la sorgente radioattiva viene inalata o ingerita (irradiazione interna) perché in questo caso può ledere direttamente tessuti radiosensibili (tipico caso è quello del radon in cui appunto l'isotopo radioattivo viene inspirato e quindi può decadere all'interno del corpo umano emettendo radiazione alfa). La radiazione gamma (fotoni) invece, avendo un potere di penetrazione molto elevato, può risultare pericolosa per gli esseri viventi anche in situazioni di irradiazione esterna. La quantità di radiazione assorbita da un corpo viene chiamata dose assorbita e si misura in gray.

Dosimetria e radioprotezione

La dosimetria è una branca della fisica che si occupa di valutare la quantità di energia ceduta dalle radiazioni alla materia. La principale grandezza dosimetrica è la dose assorbita, che quantifica l'energia assorbita per unità di massa, che però è indipendente dai danni biologici della radiazione. Tali danni sono compresi nella definizione dell'equivalente di dose, ma per usi pratici in radioprotezione si usano la dose equivalente, che considera i danni indotti da diversi tipi di radiazione, e la dose efficace, che considera la diversa sensibilità dei vari tessuti degli organismi viventi.

La tabella seguente mostra le unità di misura utilizzate per alcune quantità relative alle radiazioni e le quantità di dosaggio nelle unità SI e non SI.



stra la relazione tra la radioattività e la radiazione ionizzante rilevata

Quantità	Rivelatore di particelle	unità CGS	unità SI	Altre unità
Tasso di disintegrazione			Becquerel (Bq) 1 decadimento al secondo	Curie(1 Ci=37 GBq)
Flusso di particelle	contatore Geiger, contatore proporzionale, scintillatore	numero/($cm^2 \cdot s$)	numero/($m^2 \cdot s$)	
Energia radiante per u di superficie	dosimetro termoluminescente, dosimetro a pellicola		$joule/metre^2$	MeV/cm^2
Fascio di energia	Contatore proporzionale		Joule	Elettronvolt
Trasferimento lineare di energia	quantità derivata	MeV/cm	$Joule/metro$	$keV/\mu m$
Kerma (Energia cinetica rilasciata nella materia)	camera a ionizzazione, rivelatore a semiconduttore, dosimetro a fibra di quarzo, misuratore di caduta Kearny	$StatC/cm^3$	Gray (Gy) [Gy]= J/Kg	Rad (1Rad=0,01 Gy)
Dose assorbita	calorimetro	rad	Gray	rep
Dose equivalente	quantità derivata dalla dose assorbita, moltiplicata per un fattore di pericolosità dipendente dalla radiazione		Sievert (Sv) 1Sv=1J/1Kg	Rem (1 rem=0,01 Sv)
Dose efficace	quantità derivata		Sievert	Rem

Di particolare importanza è la protezione dai pericoli delle radiazioni ionizzanti, che tramite opportuni protocolli di radioprotezione cerca di prevenire il più possibile tali danni. A livello internazionale l'ente che si occupa di promuovere il miglioramento delle conoscenze nel campo della radioprotezione è l'International Commission on Radiological Protection (ICRP)[16].

Generalmente ci sono tre metodi standard per limitare l'esposizione e quindi i danni:

1. **Tempo**: le persone esposte a radiazione, oltre a quella di fondo naturale, limitano o riducono al minimo la dose di radiazioni riducendo il tempo di esposizione.
2. **Distanza**: l'intensità delle radiazioni diminuisce notevolmente con la distanza, con buona approssimazione con il quadrato della distanza (esattamente nel vuoto).[17]
3. **Schermatura**: l'aria o la pelle possono essere sufficienti per attenuare sostanzialmente la radiazione alfa e beta. Le barriere di piombo, calcestruzzo o acqua sono spesso utilizzate per dare protezione efficace da particelle più penetranti come i raggi gamma e i neutroni. Alcuni materiali radioattivi sono immagazzinati o manipolati sott'acqua o da telecomando in locali costruiti con calcestruzzo spesso o foderati con piombo. Ci sono particolari schermi plastici che bloccano le particelle beta, mentre l'aria basta ad arrestare le particelle alfa. L'efficacia di un materiale nella schermatura di radiazioni è determinata dal suo strato emivalente, ovvero lo spessore del materiale che riduce la radiazione della metà. Questo valore è una funzione del materiale stesso e del tipo e dell'energia delle radiazioni ionizzanti. Alcuni spessori di materiale attenuante generalmente accettati sono 5 mm di alluminio per gran parte delle particelle beta e 3 cm di piombo per radiazioni gamma.

Questi metodi possono essere applicati tutti sia a fonti naturali che artificiali. Per le fonti artificiali l'uso di schermature è importante per ridurre l'assorbimento. I materiali radioattivi sono confinati nello spazio più piccolo possibile e mantenuti fuori dall'ambiente, ad esempio in una cella calda (per la radiazione) o in una *glovebox* (scatola a guanti). Ad esempio, gli isotopi radioattivi per uso medico sono dispensati in strutture di

trattamento chiuso, di solito *glovebox*, mentre i reattori nucleari operano in sistemi chiusi con barriere multiple che contengono i materiali radioattivi. Le stanze di lavoro, le celle calde e le *glovebox* sono a pressione inferiore a quella dell'ambiente esterno per impedire la fuoriuscita del materiale radiattivo all'esterno.

Nei conflitti nucleari o nei rilasci nucleari civili le misure di difesa civile possono contribuire a ridurre l'esposizione delle popolazioni riducendo l'ingestione di isotopi e l'esposizione professionale.

Usi

La radiazione ionizzante ha molti utilizzi sia positivi e utili al progresso umano (industriali, medici) che negativi e distruttivi (militari). Ovviamente è opportuno valutare i rischi anche negli utilizzi positivi, per non incorrere in incidenti nucleari.

Scopi industriali

La radiazione di neutrone è essenziale per il funzionamento di un reattore nucleare per la produzione di energia. I neutroni servono per bombardare gli atomi di Uranio-235 che oltre a suddividersi in due altri atomi, rilasceranno 3 neutroni che a loro volta andranno a bombardare altri atomi di Uranio-235. Questo processo è chiamato fissione nucleare.

I raggi x, gamma, beta e la radiazione di positrone vengono utilizzati nel controllo non distruttivo. Dei traccianti radioattivi sono utilizzati in applicazioni industriali, biologiche e in chimica delle radiazioni. La radiazione alfa viene usata in elettrostatica e negli impianti di rilevamento incendi.

Scopi medici

La potenza penetrante delle radiazioni a raggi x, gamma, beta e di positrone viene utilizzata per l'imaging medico.

Gli effetti di sterilizzazione delle radiazioni ionizzanti sono anche utili per la pulizia di strumenti medici.

La radioterapia è una tecnica medica che utilizza le radiazioni ionizzanti per distruggere le cellule e le masse tumorali, cercando di risparmiare i tessuti e gli organi sani adiacenti al tumore. Infatti le cellule tumorali, sono in genere più sensibili alle radiazioni di quelle appartenenti ai tessuti sani. La conoscenza delle "curve di trasmissione in profondità della dose" costituisce il presupposto dal quale partire per scegliere la sorgente di radiazioni più adatta. Le curve sono normalizzate alla profondità in corrispondenza della quale, la dose rilasciata è massima. Inoltre, è bene considerare anche le curve TCP e NTCP che esprimono in funzione della dose, la probabilità rispettivamente di "controllo locale" della malattia e di produrre "complicazioni" nei tessuti sani. Quindi in ogni trattamento la dose somministrata deve rappresentare un compromesso tra una probabilità sufficientemente elevata di ottenere il risultato terapeutico e una probabilità sufficientemente bassa di produrre danni gravi e irreversibili ai tessuti sani.[18]

Un'altra tecnica medica che utilizza le radiazioni ionizzanti è l'adroterapia, che utilizza particelle adroniche (protoni, ioni carbonio o altri tipi di ioni) prodotte da ciclotroni e sincrotroni. I fasci di protoni e ioni carbonio, rilasciano la loro energia ad una distanza stabilita, il cosiddetto "picco di Bragg". Il vantaggio principale è costituito dalla caduta della dose al di là del picco di Bragg. In Italia l'adroterapia è praticata a Pavia nel CNAO (Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica), che è dotato di un sincrotrone in grado di accelerare i protoni sino all'energia di 250 MeV e gli ioni carbonio fino a 400 MeV/nucleone.[18]

Scopi militari

> "L’umanità ha inventato la bomba atomica, ma nessun topo avrebbe mai costruito una trappola per topi." (Albert Einstein)

Le radiazioni ionizzanti sono utilizzate per alimentare le armi nucleari, in particolare le bombe al neutrone e al cobalto che sprigionano energia rispettivamente sotto forma di radiazione di neutrone e di raggi gamma per uccidere gli esseri viventi e lasciare intatte le strutture.

Un altro tipo di bomba che utilizza i neutroni è la bomba atomica (Bomba A) che sfrutta il processo di fissione nucleare. L'uranio impoverito viene disperso nell'ambiente attraverso proiettili e corazze .

Sorgenti di radiazioni

La radiazione ionizzante è generata da reazioni nucleari, da decadimento nucleare, da temperature molto elevate o da accelerazione delle particelle cariche in campi elettromagnetici.

Le fonti naturali principali includono il sole, i fulmini e l'esplosione di una supernova. Le fonti artificiali includono reattori nucleari, acceleratori di particelle e tubi a raggi x.

Il Comitato scientifico delle Nazioni Unite per gli effetti della radiazione atomica (UNSCEAR) ha differenziato i vari tipi di esposizioni umane.

Tipi di esposizioni a radiazione

Esposizione pubblica		
Fonti naturali	Normali occorrenze	Radiazioni cosmiche
		Fondo di radioattività naturale
	Fonti avanzate	Industria mineraria
		Industria dei fosfati
		Miniere di carbone e produzione di energia dal carbone
		Perforazione di petrolio e gas
		Industrie delle terre rare e del diossido di titanio
		Industrie dello zirconio e delle ceramiche
		Applicazioni del radio e del torio
		Altre situazioni di esposizione
Fonti artificiali	Scopi pacifici	Produzione di energia nucleare
		Trasporto di materiali radioattivi e nucleari
		Altre applicazioni oltre all'energia nucleare
	Scopi militari	Test nucleari
		Residui nell'ambiente. Fallout nucleare Uranio impoverito
Source UNSCEAR 2008 Annex B (http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753_Report_2008_Annex_B.pdf) retrieved 2011-7-4		

L'esposizione artificiale media è molto più elevata nei paesi sviluppati, soprattutto a causa di scansioni CT e medicina nucleare.

Fondo di radioattività naturale

Naturalmente gli esseri viventi sono soggetti all'azione di radiazioni ionizzanti naturali, alle quali si dà il nome di fondo di radioattività naturale. Il fondo di radioattività naturale è dovuto sia alla radiazione terrestre, la radiazione prodotta da nuclidi primordiali o da nuclidi cosmogenici in decadimento radioattivo, sia a quella extraterrestre, la radiazione cosmica. Per la loro presenza l'uomo riceve mediamente una dose di 2,4 millisievert/anno, valore che però varia moltissimo da luogo a luogo. In Italia ad esempio la dose equivalente media valutata per la popolazione è di 3,3 mSv/a. Questo valore deve costituire il riferimento per eventuali valutazioni di rischio radioprotezionistico.

L'elevata radiazione di fondo in un'area abitata si trova a Ramsar, soprattutto a causa del calcare naturale radioattivo utilizzato come materiale da costruzione. Circa 2000 dei residenti più esposti ricevono una dose di radiazioni media di 10 mGy all'anno, (1 rad/a) dieci volte più del limite consigliato dall'ICRP per l'esposizione al pubblico da fonti artificiali.[19] Questo unico caso è più di 200 volte superiore alla radiazione di fondo media mondiale. Nonostante gli elevati livelli di radiazione di fondo che i residenti di Ramsar ricevono, non esistono prove convincenti che abbiano un rischio maggiore per la salute.

Radiazione cosmica

La Terra, e tutte le cose viventi su di essa, sono costantemente bombardate da radiazioni al di fuori del nostro sistema solare. Questa radiazione cosmica è costituita da particelle relativistiche: nuclei (ioni) caricati positivamente che vanno da 1 uma (protoni) (circa 85% di essa) a 26 uma e anche oltre. L'energia di questa radiazione può ben superare quella che gli esseri umani possono creare, anche nel più grande acceleratore di particelle (vedi Raggi cosmici ad altissima energia). Questa radiazione (costituita da raggi x, muoni, protoni, antiprotoni, particelle alfa, pioni, elettroni, positroni e neutroni) interagisce nell'atmosfera per creare radiazioni secondarie che scendono sulla terra. La radiazione cosmica che giunge sulla terra è in gran parte costituita da muoni, mesoni, neutroni e elettroni, con una dose che varia da parte a parte nel mondo e si basa in gran parte sul campo geomagnetico, sull'altitudine e sul ciclo solare.

I raggi cosmici includono anche raggi gamma ad alta energia, che vanno ben oltre le energie prodotte dal sole o da fonti umane.

Radiazione terrestre

La maggior parte dei materiali presenti sulla Terra contiene alcuni atomi radioattivi, anche se in piccole quantità. La maggior parte delle radiazioni di questo genere proviene da emissioni a raggi gamma da parte di materiali da costruzione, o da rocce e terreni all'aria aperta. I radionuclidi più preoccupanti per la **radiazione terrestre** sono gli isotopi di potassio, uranio e torio. Un'importante fonte di radiazione naturale è il gas radon, che fuoriesce continuamente dallo strato roccioso del sottosuolo. Il Radon-222 è un gas prodotto dal decadimento del radio-226. Entrambi sono una parte della naturale catena di decadimento dell'uranio. L'uranio si trova nel suolo, in tutto il mondo, in diverse concentrazioni. Tra i non fumatori, il radon è la causa principale del cancro ai polmoni e, in generale, la seconda causa principale.[20]

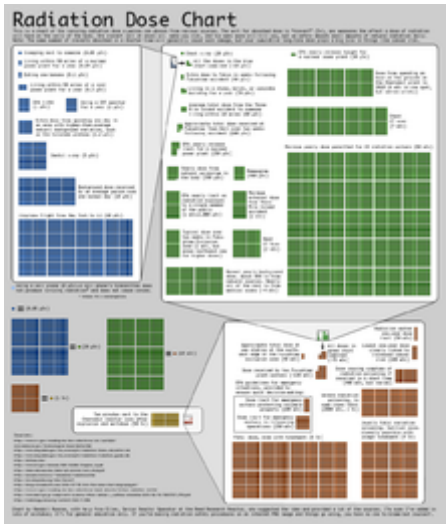
Tutti i materiali che sono i blocchi fondamentali della vita contengono una componente radioattiva. Poiché gli esseri umani, le piante e gli animali consumano cibo, aria e acqua, un inventario di radioisotopi si fonde all'interno dell'organismo (vedere dose equivalente a una banana). Alcuni radionuclidi, come il potassio-40, emettono un raggio gamma ad alta energia che può essere misurato dai sistemi sensibili di misurazione delle radiazioni elettroniche. Queste fonti di radiazioni interne contribuiscono alla dose totale di radiazione di fondo naturale assorbita da un individuo.

Esposizione alle radiazioni

Di seguito sono elencate le principali esposizioni da radiazioni.

Esposizione da incidenti		
Esposizione professionale alle radiazioni		
Fonti naturali		Esposizione ai raggi cosmici dei club dell'aria e degli astronauti
		Esposizioni nelle industrie estrattive e di trasformazione
		Industrie di estrazione di gas naturale e petrolio
		Esposizione al radon in posti di lavoro oltre a quelli delle miniere
Fonti artificiali	Scopi paciifici	Industrie di energia nucleare
		Utilizzi medici della radiazione
		Utilizzi industriali della radiazione
		Utilizzi vari
	Scopi militari	Lavoratori esposti, vittime civili

Esposizione pubblica



Varie dosi di radiazioni in sieverts, che vanno dalle più irrilevanti alle più letali.

Le procedure mediche, come la radiografia, la medicina nucleare e la radioterapia sono di gran lunga la fonte più significativa di radiazioni artificiali per l'uomo.

Il pubblico è altresì esposto a radiazioni da prodotti di consumo, come tabacco (polonio-210), combustibili (gas, carbone, ecc.), televisione (tubi elettronici), sistemi aeroportuali.

Di minore impatto sono le radiazioni derivanti dal ciclo del combustibile nucleare, che comprende l'intera sequenza dall'elaborazione dell'uranio allo smaltimento del combustibile esaurito. Gli effetti di tale esposizione non sono stati misurati attendibilmente a causa delle dosi estremamente basse. Gli oppositori affermano che tali attività causano diverse centinaia di casi di cancro all'anno.

La Commissione Internazionale per la Protezione radiologica raccomanda di limitare l'irradiazione artificiale al pubblico a una media di 1 mSv (0.001 Sv) di dose efficace all'anno, escludendo le esposizioni mediche e professionali.

In una guerra nucleare, le fonti di radiazioni sono i raggi gamma e le radiazioni di neutroni dell'esplosione di armi e del fallout nucleare.

Esposizione nel volo spaziale

I raggi cosmici rappresentano un ostacolo enorme alla realizzazione di voli spaziali lunghi, come la missione su Marte. La maggior parte delle particelle pericolose provengono dalle tempeste solari e dai raggi cosmici galattici (raggi gamma, raggi x, protoni, nuclei di elio e molti altri in minor quantità). Questi nuclei carichi, ad alta energia, sono bloccati dal campo magnetico terrestre, ma rappresentano una preoccupazione per la salute degli astronauti che viaggiano verso la luna o verso qualsiasi posizione lontana dall'orbita terrestre. Inoltre, non sono ancora disponibili contromisure perché le radiazioni spaziali sono così energetiche che richiederebbero un carico troppo pesante nell'astronave per raggiungere una significante riduzione della dose. Infatti per aumentare la schermatura è necessario aumentare il numero atomico del materiale utilizzato come bersaglio.

I principali rischi per la salute a cui vanno incontro gli astronauti sono cancro, danneggiamento di tessuti e sindrome acuta da radiazione. Il cancro è sempre stato considerato il rischio principale associato all'esposizione da radiazioni. La dose limite per gli astronauti è sempre stata calcolata basandosi sul rischio di cancro. Un altro rischio di interesse è quello del danneggiamento del sistema nervoso centrale, perché ad esempio nei topi, anche basse dosi di ioni pesanti provocano perdita di memoria spaziale e del riconoscimento.[21]

Esposizione nel trasporto aereo

Il tasso della radiazione cosmica sugli aeroplani è così elevato che, secondo la relazione delle Nazioni Unite UNSCEAR 2000, i lavoratori dell'equipaggio di volo ricevono in media più dose rispetto a qualsiasi altro lavoratore, compresi quelli delle centrali nucleari. Questa radiazione include i raggi cosmici e gli eventi di brillamento solare.[22][23] Gli equipaggi delle compagnie aeree ricevono più raggi cosmici se lavorano regolarmente in percorsi di volo vicini al polo Nord o Sud ad alta quota, dove questo tipo di radiazioni è massimale. Programmi software quali CARI, SIEVERT, PCAIRE tentano di simulare l'esposizione dei passeggeri.[23]

Segnali di pericolo di radiazioni

Il simbolo di radiazione ionizzante, carattere unicode ☢ (U+2622), è rappresentato dal segno del caratteristico trifoglio su sfondo giallo. Questo trifoglio è costituito da un disco centrale di raggio R e da tre foglie che si dipartono da esso il cui raggio interno è 1,5R e il raggio esterno 5R.[24]

Luoghi con livelli pericolosi di radiazioni ionizzanti sono indicati da cartelli con questo simbolo. I cartelli sono generalmente posizionati al limite di un'area controllata di radiazioni o in qualsiasi luogo dove i livelli di radiazione sono significativamente superiori a causa dell'intervento umano.

Il simbolo di avvertimento per la radiazione ionizzante rosso (ISO 21482) è stato lanciato nel 2007 ed è destinato alle categorie IAEA categorie 1, 2 e 3, definite come fonti pericolose in grado di provocare decesso o gravi lesioni, tra cui gli irradiatori alimentari, le macchine teleterapiche per il cancro e le unità radiografiche industriali. Il simbolo deve essere posto sul dispositivo che ospita la sorgente, come avvertimento per non smontare il dispositivo o per non avvicinarsi. Non sarà visibile dall'esterno ma solo se qualcuno cerca di smontare il dispositivo. Il simbolo non si trova sulle porte di accesso agli edifici, sui pacchi di trasporto o sui contenitori[25]

Simbolo di pericolo per radiazioni ionizzanti

2007, ISO radioattività simbolo di pericolo destinato a IAEA di categoria 1, 2 e 3, sorgenti definite come fonti pericolose capaci di provocare decesso o gravi lesioni.[26]

Note

1. ^ Gayle Woodside, *Environmental, Safety, and Health Engineering*, US, John Wiley & Sons, 1997, pp. 476, ISBN 0-471-10932-0.
2. ^ James G. Stallcup, *OSHA: Stallcup's High-voltage Telecommunications Regulations Simplified*, US, Jones & Bartlett Learning, 2006, pp. 133, ISBN 0-7637-4347-X.
3. ^ *Copia archiviata* (**PDF**), su *engineering.dartmouth.edu*. URL consultato il 28 luglio 2017 (archiviato dall'url originale il 1º gennaio 2016).
4. ^ *Beta Decay*, su *Lbl.gov*, 9 agosto 2000.
5. ^ European Centre of Technological Safety, *Interaction of Radiation with Matter* (**PDF**), su *Radiation Hazard*. URL consultato il 5 novembre 2012 (archiviato dall'url originale il 12 maggio 2013).
6. ^ Richard Feynman, Robert Leighton e Matthew Sands, *The Feynman Lectures on Physics, Vol.1*, USA, Addison-Wesley, 1963, pp. 2–5, ISBN 0-201-02116-1.
7. ^ Michael L'Annunziata e Mohammad Baradei, *Handbook of Radioactivity Analysis*, Academic Press, 2003, p. 58, ISBN 0-12-436603-1.
8. ^ Claus Grupen, G. Cowan, S. D. Eidelman e T. Stroh, *Astroparticle Physics*, Springer, 2005, p. 109, ISBN 3-540-25312-2.
9. ^ Charles Hodgman, Ed., *CRC Handbook of Chemistry and Physics, 44th Ed.*, USA, Chemical Rubber Co., 1961, p. 2850.
10. ^ [1] (https://transition.fcc.gov/Bureaus/Engineering_Technology/Documents/bulletins/oet56/oet56e4.pdf) Questions and Answers about Biological Effects and Potential Hazards of Radiofrequency Electromagnetic Fields. OET (Office of Engineering and Technology) BULLETIN 56 Fourth Edition August 1999.
11. ^ [2] (http://epa.gov/radiation/understand/ionize_nonionize.html) Archiviato (https://web.archive.org/web/20150212174819/http://www.epa.gov/radiation/understand/ionize_nonionize.html) il 12 febbraio 2015 in Internet Archive. Discussion of ionizing vs. non-ionizing radiation literature.
12. ^ Gas Filled Detectors (http://www.science.mcmaster.ca/medphys/images/files/courses/4R06/note3.pdf) Archiviato (https://web.archive.org/web/20120617125708/http://www.science.mcmaster.ca/medphys/images/files/courses/4R06/note3.pdf) il 17 giugno 2012 in Internet Archive., lecture note by Hao Peng at MacMaster University, Department of Medical Physics and Radiation Sciences, MED PHYS 4R06/6R03 - Radiation & Radioisotope Methodology

13. ^ Contribution of High Charge and Energy (HZE) Ions During Solar-Particle Event of September 29, 1989 (https://hdl.handle.net/2060/19990051001) Kim, Myung-Hee Y.; Wilson, John W.; Cucinotta, Francis A.; Simonsen, Lisa C.; Atwell, William; Badavi, Francis F.; Miller, Jack, NASA Johnson Space Center; Langley Research Center, May 1999.
14. ^ Particle Data Group Summary Data Table on Baryons (http://pdg.lbl.gov/2007/tables/bxxx.pdf). lbl.gov (2007).
15. ^ *sciencedirect.com*, https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0120563319302177.
16. ^ *ICRP*, su *icrp.org*.
17. ^ Camphausen KA, Lawrence RC. "Principles of Radiation Therapy" (http://www.cancernetwork.com/cancer-management-11/chapter02/article/10165/1399960) in Pazdur R, Wagman LD, Camphausen KA, Hoskins WJ (Eds) Cancer Management: A Multidisciplinary Approach (http://www.cancernetwork.com/cancer-management-11/). 11 ed. 2008.
18. Giampiero Tosi, *La radioterapia oncologica*, in *Il nuovo saggiatore*, vol. 33, n. 1-2.
19. ^ S.M.J. Mortazavi e P.A. Karamb, *Apparent lack of radiation susceptibility among residents of the high background radiation area in Ramsar, Iran: can we relax our standards?*, in *Radioactivity in the Environment*, vol. 7, 2005, pp. 1141–1147, DOI:10.1016/S1569-4860(04)07140-2, ISSN 1569-4860.
20. ^ *Health Risks | Radon | US EPA*, Epa.gov. URL consultato il 5 marzo 2012.
21. ^ Marco Durante, *Recent advances in space radiation protection*, in *Il nuovo saggiatore*, vol. 33, n. 3-4.
22. ^ NAIRAS (Nowcast of Atmospheric Ionizing Radiation System) (http://sol.spacenvironment.net/raps_ops/current_files/globeView.html)
23. Jeffrey R. Davis, Robert Johnson, Jan Stepanek - **Fundamentals of Aerospace Medicine** (2008) - Page 221-230 (https://books.google.com/books?id=_6hymYAgC6MC&pg=PA229&dq=Epcard#v=onepage&q=Epcard&f=false) (Google Books Link 2010)
24. ^ *Biohazard and radioactive symbol, design and proportions* (**PDF**), su *michigan.gov* (archiviato dall'url originale il 31 dicembre 2013).
25. ^ IAEA press release (https://www.iaea.org/newscenter/news/2007/radiationsymbol.html)
26. ^ IAEA news release Feb 2007 (http://www.iaea.org/newscenter/news/2007/radiationsymbol.html)

Voci correlate

- Chimica delle radiazioni
- Danno stocastico
- Fondo di radioattività naturale
- Linear energy transfer
- Radiazione cosmica
- Radioprotezione
- Radiobiologia
- Effetto cielo skyshine

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **radiazione ionizzante (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Ionizing_radiation?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (EN) *Radiazioni ionizzanti*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 16193 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=16193) · LCCN (EN) sh85067827 (http://id.loc.gov/authorities/subjects/sh85067827) · GND (DE) 4027633-8 (https://d-nb.info/gnd/4027633-8) · BNF (FR) cb119445559 (https://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb119445559) (data) (https://data.bnf.fr/ark:/12148/cb119445559) · BNE (ES) XX527268 (http://catalogo.bne.es/uhtbin/authoritybrowse.cgi?action=display&authority_id=XX527268) (data) (http://datos.bne.es/resource/XX527268) · NDL (EN, JA) 00563523 (https://id.ndl.go.jp/auth/ndlna/00563523)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radiazioni_ionizzanti&oldid=120654290"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 15 mag 2021 alle 06:40.

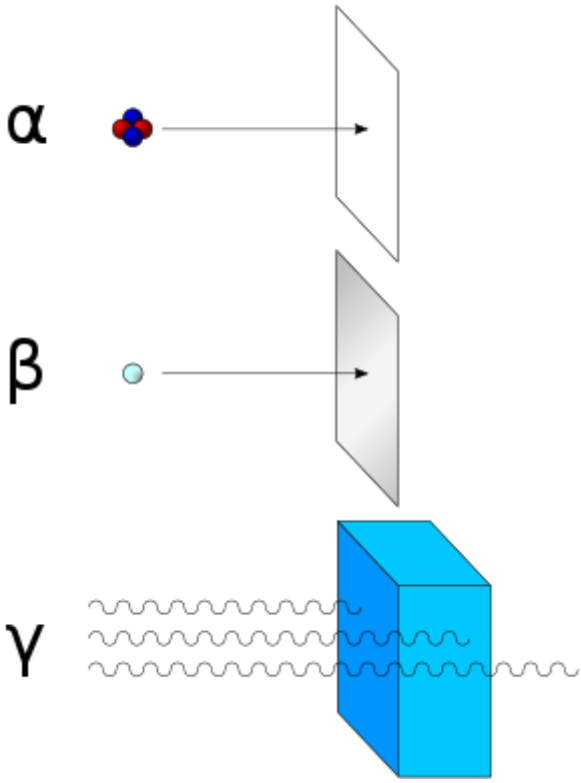
Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Radioprotezione

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **radioprotezione** è una disciplina autonoma nata come campo applicativo della radiobiologia cui è connessa. La radioprotezione ha come "oggetto" la protezione dell'uomo e dell'ambiente dagli effetti nocivi delle radiazioni. Essa si fonda su concetti di fisica (per quanto concerne le interazioni delle radiazioni con la materia a livello nucleare, atomico e molecolare), di biologia (per gli effetti di tali interazioni a livello cellulare) e di anatomofisiologia (per le conseguenze che tali effetti possono avere, al livello multi-cellulare, su tessuti, organi, apparati e sull'intero organismo) e si avvantaggia anche dall'utilizzo della biotecnologia.

La radioprotezione si avvale poi dell'ausilio delle competenze che producono atti legislativi adeguati e normative adeguate. La radioprotezione trova attuazione infatti, nella pratica, in un insieme di leggi, norme e procedure tese alla protezione da effetti nocivi sui lavoratori, per quanto riguarda le esposizioni derivanti dall'attività lavorativa; sui pazienti, per quanto riguarda le esposizioni derivanti da esami diagnostici o terapie, in particolare con radiazioni ionizzanti; sulla popolazione generale, per quanto riguarda i tipi di esposizioni che possono interessarla; e sull'ambiente, per gli effetti indotti sulla popolazione umana che vi risiede o vi lavora.



I diversi tipi di radiazione ionizzante: raggi alfa (basso potere di penetrazione nella materia), radiazione beta e radiazione gamma (alto potere di penetrazione)

Indice

Storia della radioprotezione

Protezionistica: uno sguardo generale

Principi

- Principio di giustificazione
- Principio di ottimizzazione
- Applicazione dei limiti di dose

Campi di applicazione

Organismi internazionali e legislazione

Sorgenti di radiazioni ionizzanti

Tipo di radiazione

Dosi

- Dose assorbita

Dose equivalente
Dose efficace
Radiazioni non ionizzanti, effetti indotti, protezionistica e regolamentazione al riguardo
Effetti deterministici e stocastici
Limiti di dose per esposizione professionale ed esposizione del pubblico (popolazione)
Detrimento
Note
Voci correlate
Altri progetti
Collegamenti esterni

Storia della radioprotezione

La storia della radioprotezione comincia con il riconoscimento dell'effetto nocivo delle radiazioni ionizzanti e non ionizzanti e delle misure di prevenzione a ciò dirette. I pericoli della radioattività e delle radiazioni per molto tempo non furono riconosciuti. All'incirca a partire dagli anni 1920 la consapevolezza dei pericoli è gradualmente aumentata, fino a giungere all'emeanazione delle corrispondenti disposizioni di radioprotezione.

Protezionistica: uno sguardo generale

Il termine protezionistica si presta oggi a molteplici interpretazioni, fra cui la protezionistica medica, che comprende anche la radioprotezione nell'ambito di una cultura della sicurezza. In ogni caso la radioprotezione si è sviluppata nell'ambito della protezionistica sanitaria relativa alle radiazioni, trovando una estrinsecazione nella legislazione radioprotezionistica[1]. La protezionistica sanitaria relativa alle radiazioni si rivolge al controllo della sicurezza, (dal punto di vista tecnico, dosimetrico[2] e normativo), degli impianti e degli apparecchi radiologici o nucleari a uso civile e medico. Si parla di *esposizione* quando si introduce il concetto di essere umano o di altra entità biologica dotata di vita e 'investita' da radiazioni.

La radioprotezione più propriamente relativa al 'campo applicativo' della radiobiologia, grazie al continuo incremento delle conoscenze circa gli effetti delle radiazioni ionizzanti e non ionizzanti, costituisce la base dell'evolversi della legislazione radioprotezionistica. Tale legislazione, con le normative dedicate anche alla ricerca biomedica, a sua volta consente lo svilupparsi di ulteriori conoscenze circa i danni radioindotti, la loro classificazione e l'adozione di soluzioni di protezione, prevenzione e limitazione[3].

Principi

Il sistema di protezione dalle radiazioni ionizzanti proposto dalla ICRP, e accolto dalla maggior parte delle normative nazionali ed internazionali, si basa su 3 princìpi:

Principio di giustificazione

Secondo il quale ogni attività con radiazioni ionizzanti deve essere giustificata, ovvero il beneficio collettivo ottenuto dall'uso delle radiazioni ionizzanti deve essere superiore al detrimento sanitario dovuto al loro utilizzo.
"Le esposizioni mediche devono mostrare di essere sufficientemente efficaci mediante la valutazione dei

potenziali vantaggi da esse prodotti, inclusi i benefici diretti per la salute della persona e della collettività, rispetto al danno che l'esposizione potrebbe causare, tenendo conto dell'efficacia, dei vantaggi e dei rischi di tecniche alternative disponibili, che non comportano un'esposizione alle radiazioni ionizzanti ovvero ne comportano una minore" ed ancora "tutte le esposizioni mediche individuali devono essere giustificate preliminarmente, tenendo conto degli obiettivi specifici dell'esposizione e delle caratteristiche della persona interessata" (DLgs 187/00).

Passando dalla dichiarazione di principio all'attuazione pratica, si osserva che:

- nei paesi avanzati più del 20 % delle esposizioni mediche effettuate non sono necessarie (UNSCEAR 2000) e molte indagini radiologiche sono ripetute inutilmente.

Principio di ottimizzazione

Secondo il quale l'esposizione alle radiazioni ionizzanti deve essere mantenuta a livelli più bassi possibili compatibilmente con le condizioni economiche e sociali : **principio ALARA** (*as low as reasonably achievable)* o, come adottato negli USA dalla National Commission on Radiation Protection and Measurements, **ALADA** (*as low as diagnostically acceptable*).

"Le esposizioni debbono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile, tenuto conto dei fattori economici e sociali" (DLgs 187/00). Dubbi applicativi, per es. derivano dalle seguenti considerazioni:

- La miglior diagnosi con la minor dose si ottiene solo con un'apparecchiatura radiologica di modello recente, utilizzata con procedure avanzate, studiate ed apprese dagli operatori; ma ciò richiede tempo e risorse economiche da sottrarre ad altri scopi. La velocità del progresso tecnico impone sotto questo profilo una obsolescenza del parco macchine e delle conoscenze-capacità tecniche individuali del medico che effettua l'intervento, il cui onere sociale appare a volte insostenibile. Ci si affida sempre più alle macchine ma non si utilizzano appieno tutte le loro potenzialità, perché si resta sempre più indietro nell'apprenderne l'uso e non c'è tempo per leggere i manuali.
- Particolare attenzione va posta quando le dosi sono significative (come in talune indagini TAC, PET, SPECT e procedure radiodiagnostiche cardiologiche e intervenzionali o in medicina nucleare, specialmente se ripetute nel tempo) e quando il feto è prossimo all'area esposta ovvero quando queste procedure sono eseguite su soggetti di età <15 anni;
- Vista l'elevata variabilità delle dosi assorbite dai pazienti a parità di esame, è evidente che vanno evitate quelle indagini le cui dosi siano inutilmente elevate (superiori al 70-80 percentile rispetto ai valori medi);
- Un paese del terzo mondo può decidere che il suo livello di ottimizzazione sia inferiore a quello delle nazioni avanzate, sulla base dei fattori economici e sociali nazionali (diversi necessariamente da quelli delle società industrializzate): con le migliaia di dollari necessarie ad un livello di radioprotezione pari a quello dei paesi industrializzati, i governanti di quel paese potrebbero togliere dagli stenti della fame e da morte certa centinaia di persone.

Applicazione dei limiti di dose

(**Principio di applicazione dei limiti di dose**).

In protezionistica si distingue sempre tra livelli di riferimento per i lavoratori esposti e livelli di riferimento per la popolazione. Per i primi i limiti di legge sono sempre più alti che per la popolazione, per consentire di svolgere le varie funzioni in un ambiente dove non sarebbe possibile ottenere dei livelli di campo adeguati. Fatti salvi i precedenti principi di giustificazione e di ottimizzazione, sono fissati limiti di dose per i lavoratori e la popolazione, che non devono essere superati nell'esercizio di attività con radiazioni ionizzanti. Tale principio

non si applica alle esposizioni mediche.
"La somma delle dosi derivanti da tutte le pratiche non deve superare i limiti di dose stabiliti per i lavoratori esposti, gli apprendisti, gli studenti e gli individui della popolazione" (d.lgs 230/95). I limiti di dose ammessi per i lavoratori e la popolazione non si applicano in caso di:

1. esposizione di pazienti nell'ambito di un esame diagnostico o di una terapia;
2. esposizione di persone che coscientemente e volontariamente collaborano a titolo non professionale al sostegno e all'assistenza di pazienti sottoposti a terapia o a diagnosi medica (es. la mamma che sosta vicino tavolo radiologico per immobilizzare il proprio bambino);
3. esposizione di volontari che prendono parte a programmi di ricerca medica o biomedica.

Per i pazienti sono definiti i Livelli Diagnostici di Riferimento, che sono livelli di dose nelle pratiche radiodiagnostiche mediche o, nel caso della medicina nucleare diagnostica, livelli di radioattività, per esami tipici per gruppi di pazienti di corporatura standard e per tipi di attrezzatura. Tali livelli non dovrebbero essere superati per procedimenti standard, in condizioni di applicazioni corrette e normali riguardo all'intervento diagnostico e tecnico.

Campi di applicazione

Secondo quanto indicato dalla pubblicazioni dell'ICRP, i campi di applicazione della radioprotezione sono distinti in:

- *Radioprotezione dei lavoratori*, per quanto riguarda le esposizioni derivanti dall'attività lavorativa;
- *Radioprotezione del paziente*, per quanto riguarda le esposizioni derivanti da esami diagnostici
- *Radioprotezione della popolazione generale*, per quanto riguarda gli altri tipi di esposizioni che possono interessare la popolazione.

Organismi internazionali e legislazione

A livello internazionale l'ente che si occupa di promuovere il miglioramento delle conoscenze nel campo della radioprotezione è l'International Commission on Radiological Protection[4]. Questo Organismo autorevole internazionale pubblica report e raccomandazioni che costituiscono la guida in campo radioprotezionistico.

La legislazione italiana disciplina la radioprotezione della popolazione e dei lavoratori con il D.Lgs. 101 del 31 luglio 2020 (https://www.gazzettaufficiale.it/eli/id/2020/08/12/20G00121/sg) che recepisce la direttiva 2013/59/Euratom (https://eur-lex.europa.eu/legal-content/IT/TXT/?uri=CELEX%3A32013L0059); l'entrata in vigore di detta normativa va a sostituire i precedenti riferimenti legislativi, in particolare l'art. 243 abroga il decreto legislativo 17 marzo 1995 n. 230 e s.m.i, il decreto legislativo 26 maggio 2000 n.187 che trattavano rispettivamente la radioprotezione dei lavoratori e della popolazione.[5]

Per la protezione dei lavoratori e della popolazione i datori di lavoro devono avvalersi di un Esperto Qualificato e di un Medico autorizzato, responsabile della sorveglianza medica dei lavoratori esposti.[6]

Esistono dei requisiti legali per l'esercizio della radioterapia, della radiodiagnostica e della medicina nucleare: tutte presuppongo il possesso, per i medici, della specializzazione equivalente, poiché la radioprotezione non costituisce materia di insegnamento obbligatorio del corso di laurea in Medicina e Chirurgia. È comunque consentito l'impiego di apparecchi radiologici in campo medico come supporto e completamento dell'attività clinica di particolari discipline (odontoiatria per esempio).

Il radiologo, il radioterapista e il medico nucleare sono aiutati, nella loro attività pratica, da una professionista sanitario chiamato TSRM (Tecnico Sanitario di Radiologia Medica). I responsabili degli impianti radiologici sono inoltre tenuti ad avvalersi di un Esperto in Fisica Medica[7]

Sorgenti di radiazioni ionizzanti

Le radiazioni possono derivare da varie sorgenti, sia di tipo naturale che artificiale:

- *Radiazione cosmica*: si tratta di particelle e raggi gamma di alta energia che provengono dallo spazio e che interagendo con l'atmosfera danno origine a radiazioni ionizzanti di tipo corpuscolare o elettromagnetico. L'esposizione alla radiazione cosmica aumenta con l'altitudine a causa del diminuire dello spessore schermante dell'atmosfera. Ad esempio a 10 km d'altitudine rispetto a livello del mare, l'esposizione è circa 100 volte maggiore di quella a livello del mare.
- *Radiazione terrestre*: si tratta di radiazioni dovute al decadimento di radioisotopi presenti nella crosta terrestre.
- *Sorgenti artificiali*: sono sorgenti prodotte dall'uomo. Si può trattare di apparecchiature come tubi a raggi X o acceleratori o di radioisotopi prodotti artificialmente (es. Tc-99, I-131, ..). Sono in genere utilizzate in ambito industriale (analisi di materiali, irraggiamento di cibi, ..) o medico (esami diagnostici, trattamenti terapeutici..).

Tipo di radiazione

Le radiazioni ionizzanti possono essere:

- *Corpuscolari*, sono particelle sub-atomiche (α o β) che si muovono con velocità elevate, spesso prossime alla velocità della luce, dato che queste particelle agiscono direttamente, vengono definiti *direttamente ionizzanti*.
- *Elettromagnetiche*, sono radiazioni elettromagnetiche, costituite da fotoni che si propagano alla velocità della luce (raggi X e raggi γ), dato che questi raggi cedono energia, vengono definiti *indirettamente ionizzanti*.

Dosi

La grandezza fisica utilizzata per quantificare l'interazione tra radiazioni e materia è la dose assorbita. Si è tuttavia osservato che gli effetti biologici delle radiazioni non dipendono solo dalla dose assorbita, ma anche dal tipo di radiazione e dal tessuto colpito (i tessuti hanno diversa radioresistenza) dalla radiazione. Per tali ragioni sono state introdotte le grandezze radioprotezionistiche dose equivalente e dose efficace.

Dose assorbita

La dose assorbita, misura la quantità di energia che la radiazione cede alla materia.

$$D = \frac{\Delta E}{m}.$$

L'unità di misura nel S.I. (sistema internazionale) è il gray (Gy) che equivale all'assorbimento di 1 joule (J) di energia per kilogrammo di materia.

Dose equivalente

La dose equivalente tiene conto anche del tipo di radiazione ed è data dal prodotto della dose assorbita (su un organismo o su un determinato organo o tessuto) per un fattore che dipende dal tipo di radiazione.

$$H = \sum_R w_R D_R.$$

L'unità di misura nel S.I. (sistema internazionale) è il sievert (Sv).

-Nel caso di raggi X, gamma o beta, 1 Gy di dose assorbita equivale ad 1 Sv di dose equivalente.

-Oltre al sievert si utilizza il suo sottomultiplo, il millisievert (mSv): 1 Sv = 1000 mSv.

Dose efficace

La dose efficace tiene conto anche dei tessuti che sono stati investiti dalla radiazione ed è definita come la sommatoria su tutti gli organi della dose equivalente relativa al singolo organo per il suo fattore di ponderazione tissutale.

$$E = \sum_T w_T \, H_T = E = \sum_{R,T} w_R \, w_T \, D_{T,R}$$

La dose efficace è utilizzata per descrivere molto sinteticamente gli effetti delle radiazioni ionizzanti sugli individui e sulla popolazione. Si misura anch'essa in Sievert.

Radiazioni non ionizzanti, effetti indotti, protezionistica e regolamentazione al riguardo

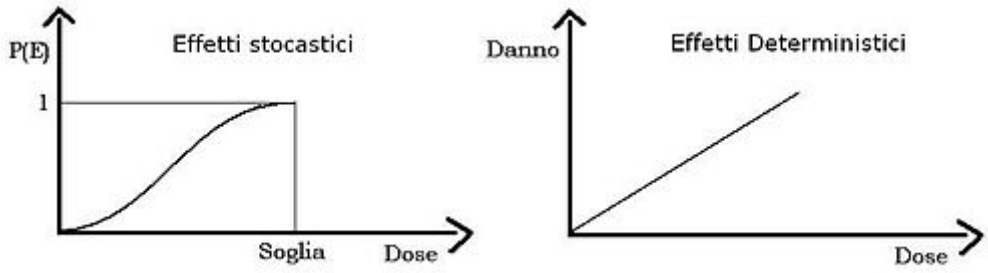
Da sempre l'uomo ha convissuto con la parte di spettro elettromagnetico non ionizzante emesso dal sole e da altri corpi celesti e il livello di questo fondo è di circa 10-7 W/m². Oggi però l'intensità delle radiazioni prodotte artificialmente supera questo fondo di 6-12 ordini di grandezza, mutando le condizioni ambientali nelle quali il genere umano si è sviluppato. Da qui l'esigenza della ricerca nel campo della protezionistica e la necessità di una regolamentazione al riguardo.

Si designano come non ionizzanti quelle radiazioni elettromagnetiche non in grado di produrre ionizzazione nei materiali ad esse esposti. Le radiazioni non ionizzanti, dette NIR dall'acronimo inglese 'Non Ionizing Radiation', comprendono tutte le radiazioni non ionizzanti, a partire dalle ELF (Extremely low frequency). Un esempio di radiazioni non ionizzanti sono le onde radio. Da ricordare i campi elettromagnetici a radiofrequenze (RF) e microonde (MW). Fatti salvi i principi di giustificazione e di ottimizzazione, l'ICNIRP, acronimo di *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (in italiano Commissione Internazionale per la Protezione dalle Radiazioni Non Ionizzanti) è un organismo non governativo, formalmente riconosciuto dall'Organizzazione Mondiale della Sanità, di esperti scientifici indipendenti che si occupa di ricerca sul tema dei possibili effetti nocivi sul corpo umano dell'esposizione a radiazioni non ionizzanti.

Uno dei compiti più importanti svolto dall'ICNIRP consiste nell'elaborazione di linee guida, che raccomandano quei limiti di esposizione per le grandezze elettromagnetiche che non devono essere superati affinché la popolazione esposta non subisca danni alla salute. Sulla base di tali linee guida, periodicamente aggiornate, i singoli stati promulgano le normative sui valori massimi consentiti per dette grandezze elettromagnetiche sul territorio nazionale.

Effetti deterministici e stocastici

Per poter parlare di reazioni, di danno o di effetto sanitario è necessario che l'effetto biologico delle radiazioni superi i limiti dei meccanismi di adattamento dell'organismo, i quali peraltro variano con l'età, il sesso, lo stato di salute, il tipo e il grado di attività del soggetto, nonché con le condizioni ambientali esterne, e ovviamente, dall'entità, durata e tipo della radiazione cui si espongono i soggetti. In generale quando si cerca di definire danni da radiazione si parla di effetti **deterministici** e di effetti **stocastici** o probabilistici, a loro volta suddivisi in somatici (tumori 'solidi', linfomi, leucemie) e genetici (mutazioni genetiche, aberrazioni cromosomiche).



Sotto la soglia esiste solo una probabilità che si manifesti l'effetto che aumenta con la dose. Il valore di soglia viene raggiunto quando la probabilità diventa 1, oltre il quale gli effetti diventano deterministici.

I primi sono caratterizzati dalla presenza di un valore di soglia, oltre il quale le conseguenze che derivano dalle radiazioni aumentano generalmente in modo proporzionale all'entità e durata della radiazione (a parità degli altri parametri e alla durata dell'esposizione (a parità degli altri parametri che caratterizzano il campo elettromagnetico). Questo tipo di indagine si può condurre su cellule e animali, ma raramente su volontari umani per ovvie ragioni di etica). Al di sotto del valore di soglia entrano in gioco gli effetti stocastici, che sono in generale molto più difficili da determinare a causa della complicazione di dover fare uso di una statistica in cui compare quasi sempre un gran numero di variabili dalle origini più disparate. L'aspetto importante è che in questo caso l'incidenza del danno non è proporzionale all'entità della radiazione nel tempo (visto che è sotto il valore di soglia) ma essendo di natura probabilistica o compare o non compare. Tipico esempio è quello di cancro e tumori. Quando non si dispone di dati scientifici certi occorre tener presente il principio di precauzione, che suggerisce di attivare politiche adeguate nei confronti di un rischio potenzialmente alto senza attendere i risultati della ricerca scientifica. Tale principio va comunque applicato assieme alle considerazioni di costo/beneficio, dato che l'energia elettromagnetica in oggetto viene diffusa nell'ambiente per compiere un servizio richiesto e ormai inalienabile.

Apparato	Dose equivalente con 5% di danni stocastici e volume irradiato[8]
Cute	50 Sv (100 cm²), 60 Sv (30 cm²), 70 Sv (10 cm²)
Articolazione temporo-mandibolare	60 Sv (3/3 e 2/3), 65 Sv (1/3)
Gabbia toracica	50 Sv (1/3)
Testa femorale	52 Sv (3/3)
Encefalo	45 Sv, 50 Sv, 60 Sv
Tronco encefalico	50 Sv, 53 Sv, 60 Sv
Midollo spinale	47 Sv (20 cm), 50 Sv (5–10 cm)
Plesso brachiale	60 Sv, 61 Sv, 62 Sv
Cauda equina	60 Sv (3/3)
Orecchio	55 Sv (3/3, 2/3 e 1/3)
Chiasma ottico	50 Sv (3/3)
Nervo ottico	50 Sv (3/3)
Retina	45 Sv (3/3)
Cristallino	10 Sv (3/3)
Tiroide	45 Sv (3/3)
Parotide	32 Sv (3/3 e 2/3)
Laringe	70 Sv, 70 Sv, 79 Sv
Esofago	55 Sv, 58 Sv, 60 Sv
Polmone	17.5 Sv, 30 Sv, 45 Sv
Cuore[9]	40 Sv, 45 Sv, 60 Sv
Fegato	30 Sv, 35 Sv, 50 Sv
Stomaco	50 Sv, 55 Sv, 60 Sv
Rene	23 Sv, 30 Sv, 50 Sv
Vescica	65 Sv (3/3) 80 Sv (2/3)
Intestino tenue	40 Sv (3/3), 50 Sv (1/3)
Colon	45 Sv (3/3)
Retto	60 Sv (3/3)

Un modo semplificato per trovare l'effetto equivalente (o 'isoeffetto') di diversi regimi di frazionamento (dose/frazione e numero di frazioni; dose/frazione e dose totale) di trattamento radioterapico, rispetto al frazionamento di una dose equivalente si ottiene dal modello lineare quadratico (LQ), non considerando tasso di dose e tempo totale di trattamento né correzioni per il ripopolamento che avviene durante l'intervallo di tempo del trattamento radiante, sotto forma della dose efficace:

$$E = H\left(\alpha + \beta\frac{H}{N}\right) \quad (H \leq 2Sv)$$

$$E = H\frac{\frac{\alpha}{\beta} + H}{\frac{\alpha}{\beta} + 2} \qquad (H > 2Sv)$$

Nel formalismo del modello LQ un rapporto α/β = 3 viene impiegato per gli effetti cronici e α/β = 10 per gli effetti acuti o per l'azione di controllo tumorale. Per trattamenti radioterapici senza co-trattamenti, in sintesi:

$$n = n_0 \, e^{\alpha H + \beta \frac{H^2}{N}},$$

dove n è la popolazione cellulare sopravvissuta dopo irradiazione; H è la dose equivalente totale ed N il numero di frazioni; Alcuni valori impiegati in modellistica per α sono compresi tra 0,75 e 0,075 e un α/β compreso solitamente fra 2 e (nel caso di tessuti tumorali) 25. Con $Ln(2)/T_{pot}$ si assume, in molti modelli, che la velocità di proliferazione delle cellule clonogeniche (date dal prodotto di quelle presenti in ciascun volumetto irradiato, per il volume totale irradiato) avvenga entro medie che possono essere rappresentate tramite i valori medi del T_{pot}. Il tempo di raddoppiamento potenziale (Tpot) è il tempo di duplicazione della popolazione di cellule in assenza di perdita cellulare. Il T_{pot} non va confuso col volume doubling time. Valori usati in modellistica per il T_{pot} sono compresi tra 1,5 e 10.

Apparato	α/β
Cute	1.9 - 2.3
Articolazione temporo-mandibolare	3.5
Testa femorale	0.8
Encefalo[10]	2.1
Midollo spinale	3.2
Plesso brachiale	5.2
Cauda equina	3
Orecchio	3
Chiasma ottico	3
Nervo ottico	3
Retina	3
Cristallino	1
Laringe	3-4
Esofago	3
Cuore[9]	2
Fegato	1.5
Stomaco	7
Rene	2.5 - 3.5
Vescica	3.5 - 6
Intestino tenue	6-8
Colon	3
Retto	4

Dose equivalente letale	Apparato critico	Ritardo decesso dopo esposizione
>1000 Sv	Biomolecole	< 1s
300-1000 Sv	Sistema nervoso centrale	< 10 h
150-300 Sv	Apparato respiratorio Apparato circolatorio	< 9-49 h
15-100 Sv	Apparato gastrointestinale	< 3-5 d
10-15 Sv	Apparato emopoietico	< 7-30d

Apparato critico	Dose equivalente sterilizzante temporaneamente[11]	Dose equivalente sterilizzante permanentemente[11]
>Testicoli	0.15 Sv	3.5 Sv
>Ovaie	2.5 Sv	6.0 Sv

Il rischio di danni stocastici per unità di dose efficace viene determinato supponendo che il rischio per unità di dose efficace sia indipendente dal valore di dose stesso[12]. La probabilità dell'insieme degli effetti ipotizzati varia con la dose ma senza che vi sia una soglia al di sopra della quale un effetto si manifesta e al di sotto della quale non si manifesta (modello LNT, acronimo inglese di "Linear No Threshold"). A questo proposito ricerche radiobiologiche hanno evidenziato la complessità della risposta cellulare. Tra queste hanno ricevuto particolare attenzione quelle sui cosiddetti effetti "non targeted" (extra-bersaglio), quale l'effetto bystander[13]. La dose efficace risulta un indice di rischio legato soprattutto alla possibilità di sviluppare danni stocastici somatici e genetici, nel corso della vita, da parte di individui esposti alle radiazioni ionizzanti. Nella valutazione del rischio, possedendo come riferimento gli studi effettuati sugli individui sopravvissuti ai bombardamenti atomici di Hiroshima e Nagasaki, l'ICRP ha tenuto conto anche dei diversi tassi di dose a cui era stata soggetta la stessa popolazione di Hiroshima e Nagasaky. Da ricordare poi che nel caso dell'irraggiamento da esplosione nucleare la dose è somministrata in un tempo definibile istantaneo, mentre nel caso delle sostanze la dose agli organi o ai tessuti interessati viene somministrata in tempi che dipendono dal comportamento fisico-chimico e biologico della sostanza radioattiva incorporata. Un riepilogo esaustivo tratto dai principi internazionali della Radioprotezione, con le specifiche relative alla Medicina Nucleare e le normative nazionali è dato da ‘La radioprotezione dei pazienti in medicina nucleare' della AIMN. Le raccomandazioni 2007 della Commissione Internazionale per la Protezione Radiologica sono contenute nella Pubblicazione ICRP 103.

Limiti di dose per esposizione professionale ed esposizione del pubblico (popolazione)

Limiti di dose raccomandati dall'I.C.R.P. 60:

(relativi a popolazione non sottoposta a trattamenti radioterapeutici)

- **Esposizione professionale:**
- limiti di dose efficace (cumulativi): 20 mSv per anno, come media su periodi definiti di 5 anni, con un limite massimo annuale di 50 mSv;
- limiti di dose efficace ammissibile (annuale): 50 mSv per anno;
- limiti annuali di dose specifici per cristallino e cute:
  - per cristallino: 150 mSv per anno;
  - per cute: 500 mSv per anno per le mani ed i piedi, comunque 500 mSv per anno, inteso come valore medio su 1 cm^2, indipendentemente dalla superficie esposta.

    - Limite di dose per esposizione del frutto del concepimento: un totale di 2 mSv sulla superficie addominale.
- **Esposizione del pubblico (annuale):**
- limiti di dose efficace: 1 mSv per anno (in casi particolari può essere consentito un valore annuo più elevato a patto che la dose media su 5 anni non superi 1 mSv per anno).
- limiti specifici raccomandati per cute e cristallino:
    - 50 mSv per anno per la cute, per le mani ed i piedi, comunque 50 mSv per anno, inteso come valore medio su 1 cm², indipendentemente dalla superficie esposta;
    - 15 mSv per anno per il cristallino.

I limiti di dose sopra esposti non vanno confusi con LDR o Livelli di riferimento in Radiologia diagnostica.

Detrimento

Il concetto di detrimento da radiazioni è usato per indicare l'intento di una quantificazione degli effetti nocivi prodotti sulla salute dall'esposizione alle radiazioni di diverse parti del corpo; si arriva poi al detrimento, inteso come il danno complessivo arrecato alla salute di un gruppo in conseguenza dell'esposizione a una sorgente di radiazione. Detto detrimento è un concetto multidimensionale, i cui componenti principali sono le quantità stocastiche: probabilità di tumore fatale, probabilità di tumore non fatale, probabilità di gravi malattie ereditarie e probabilità di diminuzione in anni della vita attesa. Il concetto di detrimento è da applicarsi alle popolazioni e non per l'utilizzo nella stima dei rischi individuali. I coefficienti di probabilità per effetti stocastici quando chiamati nominali, lo sono in quanto non riferiti a paramentri specifici, quali sesso, ecc.

- Coefficienti nominali di probabilità per effetti stocastici (da ICRP 60).
    - Detrimento (10^{-2} Sv^{-1}) secondo IRCP 60.

Popolazione	Tumori letali	Tumori non letali	Effetti ereditari gravi	Totale
Adulti	4	0,8	0,8	5,6
Intera popolazione (dai neonati agli adulti)	5	1,0	1,3	7,3

(Il rischio di una dose di 10 mSv di indurre un tumore risulterebbe di circa 5 su 10 000 per gli adulti e 6 su 10 000 per la popolazione intera).

Queste stime (di detrimento) sono destinate ad applicarsi soltanto alle popolazioni e non sono affatto raccomandate per l'utilizzo nella stima dei rischi individuali.

La pubblicazione ICRP 60 del 1990 ha avuto una ‘ricaduta' nel D.Lgs. 241 del 2000; essa seguiva la pubblicazione ICRP 26 del 1977 che aveva avuto una ‘ricaduta' nel D.Lgs. 230 del 1995[14]. La pubblicazione ICRP 103 è del 2007 e si attendono ricadute legislative più precise.

L'aggiornamento dei valori dato dalle RACCOMANDAZIONI 2007 DELLA COMMISSIONE INTERNAZIONALE PER LA PROTEZIONE RADIOLOGICA SONO NELLA Pubblicazione ICRP 103[15].

Note

1. ^ (Legislazione di interesse radioprotezionistico) (http://www.unipd.it/rpx/Legislazione/Lex_index.html)

2. ^ (sito di Unbound MEDLINE for Radiation protection dosimetry) (http://www.unboundmedicine.com/medline/ebm/journal/Radiation_protection_dosimetry)
3. ^ (Pubblicazione ICRP 103 2007) (http://www.airm.it/_images/icrp103.pdf)
4. ^ *ICRP*, su *icrp.org*. URL consultato il 24 settembre 2010 (archiviato il 10 marzo 2019).
5. ^ *Gazzetta Ufficiale*, su *www.gazzettaufficiale.it*. URL consultato il 2 settembre 2020.
6. ^ d.lgs 230/95 e s.m.i.
7. ^ d.lg 187/00 e s.m.i.
8. ^ Radiation Oncology/Toxicity/Emami in Wikibooks inglese
9. Pericardio
10. ^ con Tronco encefalico
11. ICRP 1984, pubblicazione 41
12. ^ Pubblicazione ICRP n. 60 del 1990
13. ^ (Non-targeted effects of ionising radiation (NOTE) – an ongoing European Integrated project, 2006-2010)) (http://www.radioprotection.org/index.php?Itemid=129&option=com_article&access=dkey&dkey=10.1051/radiopro:2008506&lang=en)
14. ^ (ICRP 26 and ICRP 60) (http://canteach.candu.org/library/20051603.pdf)
15. ^ vedi ICRP Publications (http://www.icrp.org/publications.asp) Archiviato (https://web.archive.org/web/20140323124516/http://www.icrp.org/publications.asp) il 23 marzo 2014 in Internet Archive..

Voci correlate

- Dose area product
- Esperto Qualificato
- Radiazioni ionizzanti
- Radiobiologia
- Radioterapia
- Medicina nucleare
- Radiodiagnostica
- Fisica sanitaria
- Energia nucleare
- Teratogenesi
- Scienze ambientali
- Inquinamento radioattivo
- Inquinamento elettromagnetico
- Scienza della sicurezza
- Servizio Prevenzione e Protezione
- Storia della radioprotezione
- Strato emivalente
- Terrorismo nucleare

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **radioprotezione (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Radiation_protection?uselang=it)**

Collegamenti esterni

- **Internazionali**
- *ICRP, sito della International Commission on Radiation Protection*, su *icrp.org*.
- ICRU, sito della International Commission on Radiation Units and Measurements (http://www.icru.org)
- *IAEA, sito della International Atomic Agency Enegy Agency*, su *iaea.org*.
- *UNSCEAR, sito del United Nations Scientific Committee on the effects of Ionizing Radiations*, su *unscear.org*.
- *IARC, sito del International Agency for Research on Cancer*, su *iarc.fr*.
- *NCBI,National Center for Biotechnology Information,US)* , su *ncbi.nlm.nih.gov(*.
- *HPA (ex NRPB), sito del Health Protection Agency, UK*, su *hpa.org.uk*.
- *IRPA, sito della International Radiation Protection Association*, su *irpa.net*.
- *NCRP, sito del National Council on Radiation Protection and Measurements, USA*, su *ncrponline.org*.
- *Sociedad Española de Protección Radiológica*, su *sepr.es*.
- *IRSN, sito del Institute for Radioprotection and Nuclear Safety, France*, su *irsn.org*.
- *Radiation Protection in Radiotherapy* (**PDF**), su *arpansa.gov.au*.
- *Physical and clinical requirements in some special procedures and techniques in radiotherapy* (**PDF**), su *www-naweb.iaea.org*. URL consultato il 20 novembre 2010 (archiviato dall'url originale il 9 luglio 2011).
- *Accident prevention in radiotherapy* (**PDF**), su *biij.org*. URL consultato il 17 novembre 2010 (archiviato dall'url originale il 25 luglio 2011).
- *Medical management of radiological casualties* (**PDF**), su *afrri.usuhs.mil*. URL consultato il 16 novembre 2010 (archiviato dall'url originale il 15 settembre 2011).
- *Sito ufficiale ICNIRP*, su *icnirp.de*.
- **Italiani**
- *(Prodotti emittenti radiazioni ionizzanti - Norme CEI)*, su *bioingegneria.uniba.it*. URL consultato l'8 gennaio 2011 (archiviato dall'url originale l'11 ottobre 2008).
- *AIRP, sito della Associazione Italiana di Radioprotezione*, su *airp-asso.it*.
- *sito dell'AIRM*, su *airm.it*.
- *AIFM, sito della Associazione Italiana di Fisica Medica*, su *fisicamedica.org*.
- *AIMN, Associazione Italiana di Medicina Nucleare ed Imaging Molecolare*, su *aimn.it*.
- *ISPRA, ex ANPA - ENEA - CNEN*, su *apat.gov.it*. URL consultato il 7 dicembre 2008 (archiviato dall'url originale il 22 novembre 2008).
- *vedi : la protezione del paziente in radioterapia* (**PDF**), su *iss.it*.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 57254 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=57254) · LCCN (**EN**) sh85110347 (http://id.loc.gov/authorities/subjects/sh85110347) · GND (**DE**) 4057826-4 (https://d-nb.info/gnd/4057826-4)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radioprotezione&oldid=117413953"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 21 dic 2020 alle 16:59.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Medicina nucleare

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Medicina nucleare

Procedura diagnostica

Una gamma camera per esami di medicina nucleare

MeSH	D009683 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D009683)

La **medicina nucleare** è quella branca della medicina che utilizza sostanze radioattive (radiofarmaci) a scopo diagnostico, terapeutico e di ricerca biomedica. Le metodiche diagnostiche consistono nello studio della fissazione di un radionuclide legato a una molecola *carrier* (vettore), che "mima" l'attività metabolica di un tessuto o si fissa a quest'ultimo mediante l'interazione con opportuni recettori, come ad esempio l'utilizzo di un anticorpo monoclonale che lega ad esso un radionuclide.

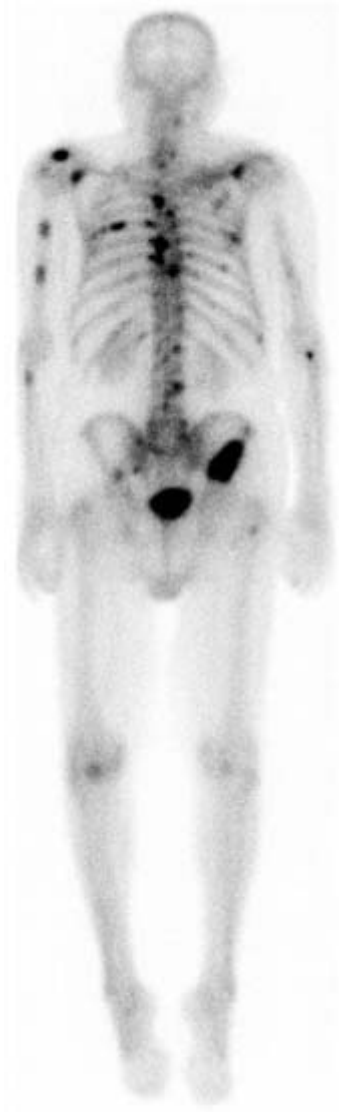
La terapia radiometabolica si effettua impiegando sostanze che, legandosi ai tessuti patologici con meccanismi simili ai farmaci usati in campo diagnostico, consentono di colpirli in maniera selettiva e con un'alta dose di radiazioni ad alto LET (come le particelle β^- o α) risparmiando in larga misura i tessuti sani. Per approfondire gli aspetti fisici, biologici e radioprotezionistici che riguardano le interazioni della radiazioni con la materia si raccomanda la lettura delle voci radiazioni ionizzanti, radiobiologia e radioprotezione.

Negli ultimi anni si parla sempre di più di radiomica, definita una "nuova scienza in oncologia" e legata all'integrazione delle informazioni provenienti dall'*imaging* radiologico e le conoscenze del medico nucleare, sottolineando la necessità di parametrare i biomarcatori tumorali fra loro per meglio integrare le notizie forniteci (per es., volume della neoplasia, neo-angiogenesi, la cellularità...).[1]

Indice

- Radionuclidi
- Le apparecchiature
- Diagnostica Medico-Nucleare
- Terapia radiometabolica
- Note
- Bibliografia
- Altri progetti
- Collegamenti esterni

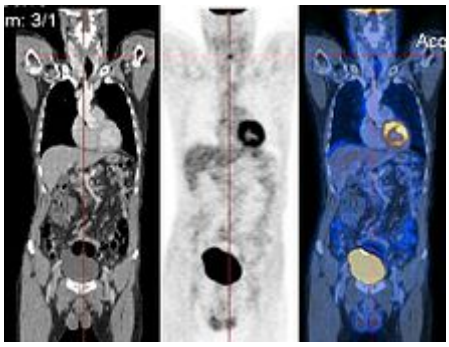
Radionuclidi



La scintigrafia mostra metastasi ossee da carcinoma prostatico.

Il radionuclide più utilizzato è il tecnezio-99m, che emette radiazioni gamma con energia di 140 keV (ottimali per la gamma camera) ed ha un'emivita di circa 6 ore, compatibile con la durata degli esami ma comunque abbastanza breve da consentire una limitata irradiazione del paziente e della popolazione. Il ^{99m}Tc viene prodotto tramite un generatore ^{99}Mo-^{99m}Tc che ne garantisce un'ottima disponibilità.

Altri radionuclidi di comune utilizzo sono:



Immagini TC e PET sovrapposte

- indio-111;
- iodio-123 e iodio-131 (che ha essenzialmente una componente β^- e viene usato principalmente nelle terapie radiometaboliche per la tiroide);
- samario-153 e radio-223 per la terapia delle metastasi ossee;
- renio-186, Ittrio-90, lutezio-177 ed erbio-169 per varie terapie radiometaboliche.

I radiofarmaci β^+ emittenti, per lo studio con la metodica PET, sono in gran parte legati al fluoro-18. Per produrre questo radioisotopo è necessario utilizzare una macchina molto costosa chiamata ciclotrone, che solo poche strutture industriali, ospedaliere o universitarie possono permettersi di mantenere. Per tale ragione gli altri radioisotopi emittenti positroni ottenibili tramite questa macchina sono molto meno utilizzati nella pratica clinica. Il carbonio-11, l'ossigeno-15 e l'azoto-13 infatti hanno emivite brevissime (pochi minuti o secondi) incompatibili con il trasporto dal sito di produzione a quello di utilizzo se queste due strutture sono distanti.

È anche possibile ottenere radioisotopi emittenti positroni usando generatori simili a quelli esistenti per il tecnezio. I generatori di questo tipo più conosciuti sono quello che da come prodotto il rubidio-82 (utilizzabile per lo studio PET di perfusione cardiaca) e soprattutto il generatore germanio-68/gallio-68 che consente di ottenere gallio-68 utile alla marcatura di molti radiofarmaci fra cui gli analoghi della somatostatina,

Le apparecchiature

Le apparecchiature utilizzate per la produzione di immagini (gamma camera e tomografo PET) utilizzano dei cristalli a scintillazione che consentono la visualizzazione delle zone di fissazione del radionuclide all'interno dell'organismo. Tali cristalli emettono luce quando vengono colpiti dalla radiazione gamma, emessa direttamente dal radiofarmaco che viene iniettato al paziente o generata per annichilazione dei positroni emessi dai radiofarmaci per la PET (in quest'ultimo caso vengono ricercati gli *eventi di coincidenza*, per maggiori dettagli consultare la relativa voce). La luce così rilevata è poi convertita in un segnale elettrico-digitale per l'analisi computerizzata. La fissazione del radiofarmaco a livello di determinate zone del corpo può essere misurata anche mediante opportune sonde in grado di contare il numero di radiazioni con cui interagiscono.

Mediante acquisizioni tomografiche è inoltre possibile lo studio tridimensionale dell'organo (PET e SPECT).

Diagnostica Medico-Nucleare

Acquisizione SPECT mediante gamma camera

Tomografo PET

Qui sotto sono elencate le principali indagini scintigrafiche.

- Linfoscintigrafia degli arti
- Neuroimaging del sistema dopaminergico
- Ricerca del linfonodo sentinella
- Scintigrafia con granulociti marcati
- Scintigrafia corticosurrenalica
- Scintigrafia delle ghiandole salivari
- Scintigrafia ossea
- Scintigrafia/Tomoscintigrafia miocardica
- Scintigrafia polmonare
- Scintigrafia renale
- Scintigrafia paratiroidea
- Scintigrafia per la ricerca di angiomi epatici
- Scintigrafia per la ricerca di sanguinamenti occulti
- Scintigrafia per lo studio del fegato e delle vie biliari
- Scintigrafia per lo studio del transito esofago-gastro-duodenale
- Scintigrafia tiroidea
- SPECT cerebrale perfusionale
- Studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica (ricerca del diverticolo di Meckel)
- Teranostica dei tumori neuroendocrini

Le indagini PET sono illustrate nella relativa voce e, più in dettaglio, nelle seguenti sottovoci:

- Utilizzo della PET in oncologia
- PET cerebrale
- PET cardiaca
- Teranostica dei tumori neuroendocrini
- Studio PET degli adenomi e delle iperplasie paratiroidee

Terapia radiometabolica

La **terapia radiometabolica** (anche *terapia con radionuclidi*, *radioterapia metabolica*) è quella branca della medicina nucleare che si occupa di trattare alcune patologie sfruttando particolari caratteristiche o degli isotopi radioattivi nativi o di alcuni farmaci, che vengono poi marcati con isotopi appropriati (di norma beta-emettitori puri, ma talvolta emettitori alfa o di elettroni Auger). Spesso i radiofarmaci utilizzati per gli studi diagnostici sono essi stessi emettitori di particelle cariche (^{131}I) oppure possiedono delle controparti con emissione gamma (difosfonati, ligandi dei recettori della somatostatina, ecc.), pertanto una terapia radiometabolica può essere guidata e monitorata mediante le immagini medico-nucleari ottenute durante il trattamento o prima di esso (approccio teranostico).

Gli impieghi principali sono:

- Terapia radiometabolica dell'Ipertiroidismo: di qualunque origine sia (autoimmune, o uni- e multi-nodulare), tramite ^{131}I.

- Terapia radiometabolica del carcinoma tiroideo differenziato, sfruttando la capacità residua di fissare ^{131}I.
- Teranostica dei tumori neuroendocrini
- Radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche (TARE)
- Terapia radiometabolica delle metastasi ossee dolorose.
- Terapia delle sinoviti croniche ipertrofiche dolorose (*radiosinoviortesi*).
- Radioimmunoterapia dei linfomi CD20 positivi usando *Ibritumomab tiuxetan*, ossia l'unione di un anticorpo chimerico anti-CD20 con ^{90}Y.

Note

1. **^** *Radiomica - Congresso SIRM 2014*, su *ao-pisa.toscana.it*. URL consultato il 13 dicembre 2016 (archiviato dall'url originale il 21 dicembre 2016).

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.
- (**EN**) Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17420716%7C) sulla teranostica in medicina nucleare

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **medicina nucleare (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Nuclear_medicine?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (**EN**) *Medicina nucleare*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 16209 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=16209) · GND (**DE**) 4042770-5 (https://d-nb.info/gnd/4042770-5)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Medicina_nucleare&oldid=113806085"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 20 giu 2020 alle 12:13.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

LABORATORIO RADIOISOTOPI

Radiofarmaco

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Un **radiofarmaco** è un medicinale in uso in medicina nucleare che include uno o più radionuclidi (isotopi radioattivi) incorporati a scopo sanitario. Si tratta di sostanze chimiche che hanno la proprietà di interagire specificamente con il sistema biologico ma che, una volta iniettati in vivo, possono spesso anche essere seguiti dall'esterno, per mezzo di strumentazioni costruite ad hoc.

La strumentazione di rilevazione dell'attività iniettata consente di costruire sia immagini statiche (che indicano come il radiofarmaco si comporta dopo un certo tempo dalla sua iniezione) sia serie di immagini raccolte in tempi successivi che individuano la distribuzione del radiofarmaco nel corpo e ne evidenziano il progredire del metabolismo. In questo modo è possibile avere indicazioni non solo morfologiche di organi ed apparati, ma soprattutto informazioni sulla loro funzionalità. I dati raccolti dall'osservazione dell'immagine sono utilizzati per eseguire una diagnosi clinica. È pertanto facilmente comprensibile che l'informazione clinica che si ottiene dall'analisi delle immagini scintigrafiche dipenda sostanzialmente dalle proprietà biologiche che il radiofarmaco possiede una volta iniettato in vivo. Le immagini possono mostrare aree con aumentato accumulo del radiofarmaco nei tessuti patologici così come aree in cui tale accumulo si riduce. I radiofarmaci del primo tipo sono anche detti indicatori *positivi* (ad esempio i difosfonati marcati con 99m-tecnezio usati nella scintigrafia ossea); mentre quelli del secondo tipo sono anche chiamati indicatori *negativi* (ad esempio i farmaci usati per la scintigrafia miocardica di perfusione). Tale distinzione tuttavia non è assoluta, in quanto in alcuni casi un radiofarmaco può comportarsi sia da indicatore positivo sia da indicatore negativo (ad esempio il fluorodesossiglucosio è un indicatore positivo in oncologia e negativo in neurologia nello studio delle demenze) Un radiofarmaco in grado di legarsi ad un tessuto patologico può essere anche utilizzato a fini terapeutici. Basta infatti utilizzare nella *marcatura* un radionuclide che emetta radiazioni adatte alla distruzione delle cellule tumorali perché il radiofarmaco affine ad esse iniettato in vivo trasporti l'agente terapeutico specificatamente nella zona di azione. Quando un farmaco o una coppia di farmaci può essere impegnata sia a scopo diagnostico sia terapeutico si parla di *teranostica*.

Mentre le immagini PET sono acquisite già nativamente in uno spazio 3D, quelle generate tramite gamma camera sono acquisite come varie proiezioni in 2 dimensioni (ottenute ruotando le testate dello strumento attorno al paziente) e convertite in immagini 3D usando la metodica SPECT[1].

Indice

Modalità di somministrazione

Effetti collaterali

Classificazione dei radiofarmaci

Il Tecnezio ed il generatore Molibdeno-Tecnezio

Legislazione e controlli di qualità dei radiofarmaci

- Struttura della radiofarmacia
- Controlli di qualità dei radiofarmaci
- Legislazione sui radiofarmaci

Principali radiofarmaci di uso clinico

Diagnostica scintigrafica
Diagnostica PET
Terapia radiometabolica
Note
Bibliografia
Collegamenti esterni

Modalità di somministrazione

Viene somministrato di solito per via endovenosa in quantità trascurabili in termini di massa ma sufficienti ad essere rilevati dall'esterno mediante una gamma camera o un tomografo PET (uniche eccezioni sono il radioiodio che di solito si somministra per via orale, come anche i pasti marcati utilizzati nello Scintigrafia per lo studio del transito esofago-gastro-duodenale. I *nanocolloidi* utilizzati per la linfoscintigrafia degli arti e la ricerca del linfonodo sentinella sono somministrati invece per via sottocutanea). La distribuzione del radiofarmaco dipende quasi totalmente dalla sua stessa struttura chimica e non dalle caratteristiche fisiche del radioisotopo impiegato per la sua preparazione[1].

Effetti collaterali

I sistemi biologici di solito non subiscono alcuna perturbazione metabolica (unica eccezione è la metaiodobenzilguanidina utilizzata ad alte dosi a scopo terapeutico, che può portare ad un alterato rilascio di catecolamine in circolo in alcuni soggetti) e gli effetti collaterali sono rari. Anche le reazioni allergiche a queste sostanze sono rare (sostanze molto simili ai substrati metabolici come il fluorodesossiglucosio non le possono causare. Tuttavia possono verificarsi reazioni a macromolecole estranee all'organismo come gli anticorpi monoclonali marcati)[1].

Classificazione dei radiofarmaci

I radiofarmaci possono essere suddivisi usando differenti criteri:

- tipo di emissione: raggi gamma (rilevabili tramite gamma camera), emittenti positroni (rilevabili mediante PET), o per terapia radiometabolica (emittenti particelle beta o particelle alfa).
- radionuclidi utilizzati come tali (es. radioiodio, fluoro-18 fluoruro) oppure legati ad altre molecole.
- modalità di preparazione: rilasciati dall'industria già pronti all'uso (es. ^{123}I-FP-CIT), preparabili mediante kit (praticamente tutti i radiofarmaci tecneziati), preparabili tramite modulo di sintesi o cellule vive marcate (es. granulociti neutrofili per la scintigrafia con granulociti marcati). Le preparazioni a base di iodio e fluoro (elementi alogeni) sono di solito marcate sostituendo ad un atomo della molecola carrier "fredda" (non ancora radiattiva) l'atomo di iodio o fluoro radioattivo. Per quanto riguarda invece le marcature a base di tecnezio-99m, indio-111, gallio-68, ittrio-90, lutezio-177, samario-153 ed altri metalli di solito si procede alla marcatura mediante un chelante legato chimicamente alla molecola carrier[1].

Il Tecnezio ed il generatore Molibdeno-Tecnezio

Il tecnezio 99m è l'isotopo più utilizzato in medicina nucleare diagnostica per la marcatura dei radiofarmaci. I principali vantaggi di questo radionuclide sono:

- la breve emivita (circa 6 ore) compatibile con la durata delle procedure diagnostiche, ma non troppo lunga da irradiare eccessivamente il paziente
- l'energia ottimale del fotone gamma emesso, abbastanza alta da attraversare il corpo umano senza subire eccessivo scatter compton, riducendo quindi l'irradiazione del paziente, ma comunque sufficiente perché il fotone sia agevolmente catturato dai cristalli delle gamma camere, senza eccessivo degrado dell'immagine per scatter compton dei fotoni all'interno del cristallo
- la chimica di questo elemento consente marcature molto semplici e spesso senza neanche la necessità di scaldare il preparato (uniche eccezioni sono il MIBI utilizzato in oncologia, cardiologia e nella scintigrafia paratiroidea ed il MAG3 utilizzato per la scintigrafia renale), di solito effettuabili tramite dei kit già predisposti in cui è sufficiente aggiungere l'eluato estratto dal generatore molibdeno-tecnezio (procedura effettuabile anche da un tecnico sanitario di radiologia medica)
- basso costo, in quanto non necessita di essere trasportato giornalmente presso la sede di utilizzo, grazie al fatto che è facilmente ottenibile in ogni momento usando un apposito generatore. Questa caratteristica consente anche di eseguire esami in urgenza facilmente (non è necessario prenotare giorni prima il radiofarmaco), caratteristica molto utile ad esempio per eseguire una scintigrafia polmonare in caso di sospetta tromboembolia polmonare.

Cinque moderni generatori di tecnezio-99m

Un generatore di tecnezio-99m è uno strumento utilizzato per estrarre l'isotopo metastabile tecnezio-99m da una fonte di molibdeno-99 in decadimento. Il molibdeno-99 possiede un'emivita di 66 ore[2] e può essere facilmente trasportato su lunghe distanze verso gli ospedali dove il suo prodotto di decadimento tecnezio-99m (caratterizzato da un'emivita di sole 6 ore e quindi scomodo per il trasporto) verrà poi utilizzato.

Il tecnezio viene estratto dal generatore usando una fiala di soluzione fisiologica (0,9% di sodio cloruro) che viene fatta scorrere su una matrice di Molibdato-99m ($^{99}MoO_4^-$) in decadimento a pertecnetato ($^{99m}TcO_4^-$). All'arrivo degli ioni Cl^-, la matrice della colonna scambierà selettivamente questi con gli ioni pertecnetato, portando quindi nella fiala di recupero una soluzione di pertecnetato di sodio, mantenendo in sede il molibdeno non ancora decaduto. Il pertecnetato può essere poi utilizzato come tale come radiofarmaco (ad esempio per eseguire una scintigrafia tiroidea), oppure può essere utilizzato per marcare con tecnezio-99m altri radiofarmaci (previa riduzione mediante agenti riducenti che lo separino dagli atomi di ossigeno, come lo ione *stannoso*).

Il continuo decadimento nel tempo del molibdeno-99 porta ad un incremento all'interno del generatore delle concentrazioni di tecnezio-99m, che però ad un certo punto raggiungono un equilibrio per successivo decadimento di questo isotopo a tecnezio-99 stabile. Quest'ultimo nuclide, non potendo decadere ulteriormente, aumenterà sempre più la sua concentrazione nel tempo. Questo tipo di equilibrio che si crea nel generatore per quanto riguarda il tecnezio-99m, in cui un nuclide padre ha un'emivita molto più lunga del nuclide figlio è denominato *equilibrio secolare* ed è la base del funzionamento del generatore stesso (che, periodicamente eluito con fisiologica, fornirà in modo continuo tecnezio-99m utilizzabile).

Dato che nel tempo le concentrazioni di tecnezio-99 stabile aumentano sempre di più, e dato che il pertecnetato che contiene questo nuclide è chimicamente identico a quello che contiene la forma metastabile, l'eccesso del nuclide stabile renderà, col passare del tempo dall'ultima eluizione, sempre più inefficienti le marcature dei radiofarmaci (in quanto il tecnezio stabile "competerà" per i siti di legame di quello metastabile, producendo molecole non rilevabili dalle gamma camere). Per ovviare a questo problema è indispensabile eluire il generatore almeno 24 ore prima del suo effettivo utilizzo.

Legislazione e controlli di qualità dei radiofarmaci

Mentre in passato la sintesi dei radiofarmaci non era soggetta alla normativa utilizzata per i farmaci, al giorno d'oggi il radiofarmaco è considerato un farmaco a tutti gli effetti. Le norme che ne disciplinano la produzione e la commercializzazione sono le *Norme di Buona Preparazione dei Radiofarmaci in Medicina Nucleare*.

Struttura della radiofarmacia

La struttura deve essere progettata in modo da garantire un flusso a senso unico di entrata delle materie prime ed in uscita dei radiofarmaci pronti all'utilizzo. L'accesso deve essere inoltre ristretto solo al personale autorizzato e monitorato dall'Esperto Qualificato e dal medico competente. Tutti gli abiti da usare all'interno devono essere a perdere e le superfici facilmente lavabili. I locali non devono consentire l'uscita all'esterno di materiale radioattivo, devono essere adeguati alle norme di radioprotezione ed avere all'interno una pressione dell'aria minore di quella atmosferica. Le condizioni climatiche dei locali inoltre devono essere monitorare e registrate e deve essere previsto un piano di pulizie periodiche e di manutenzione periodica delle apparecchiature. Come dotazione i locali, a seconda delle procedure effettuate, di solito possiedono: cappa a flusso laminare in classe A schermata, isolatori con filtri HEPA, armadi e frigoriferi schermati per la conservazione di reagenti e preparati, strumenti per la preparazione dei radiofarmaci (anche automatici per ridurre l'esposizione al personale. Agitatori, riscaldatori, moduli di sintesi, frazionatori di dose...), strumenti per il controllo della contaminazione ambientale e personale, strumenti per misurare la radioattività dei preparati (es. calibratore di dose), strumenti per il controllo della qualità dei preparati (es. colonne cromatografiche), Personal Computer e sistemi di storage dei dati, strumenti per le marcature cellulari (es. centrifuga, microscopio ottico)[3].

Controlli di qualità dei radiofarmaci

Il superamento di questi controlli è indispensabile per l'utilizzo clinico dei radiofarmaci. Si dividono in 2 categorie: chimico-fisici e biologici:

- verifica dell'assenza di particolato
- valutazione qualitativa visiva (di norma i preparati sono incolori e limpidi)
- misurazione della radioattività
- misurazione del pH
- purezza radionuclidica: Indica quanta della radioattività presente è da riferire all'isotopo radioattivo utilizzato per scopo terapeutico o diagnostico ed è di solito espressa in percentuale. Il principale contaminante dei radiofarmaci tecneziati è il molibdeno-99 (che può essere eluito dal generatore) e deve essere presente solo in tracce nel preparato finale (in quanto influisce sulle marcature e può produrre irradiazione del midollo osseo)
- purezza radiochimica: Indica quanta della radioattività del campione è da riferire alla specie chimica utilizzata a scopo diagnostico o terapeutico rispetto al totale ed è anch'essa espressa in percentuale. Marcature non eseguite in modo corretto possono portare alla creazione di molecole diverse da quella desiderata (oppure può accadere che il radionuclide non si leghi al farmaco da marcare, alterando questo valore)
- verifica dell'assenza di contaminanti (l'alluminio è il principale contaminante degli eluati di pertecnetato provenienti dai generatori, in quanto è uno dei costituenti della matrice di questi. Tale metallo può dare problemi con le marcature).
- verifica del range dimensionale delle particelle marcate (ad esempio per i macroaggregati marcati con tecnezio-99m)
- assenza di contaminazione con microorganismi

- assenza di tossine batteriche (apirogenicità)
- vitalità cellulare (per le marcature cellulari)

Per i radiofarmaci prodotti industrialmente è obbligatoria l'esecuzione dei controlli indicati dal produttore e l'utilizzo solo secondo le indicazioni fornite; pena l'invalidità delle garanzie poste dal produttore.

In tutti gli altri casi (Galenici-Magistrali, cioè preparazioni estemporanee) il riferimento legislativo è la monografia del preparato in Farmacopea, associato alle Norme di Buona Preparazione dei Radiofarmaci. La responsabilità in tali casi ricade su chi sintetizza il radiofarmaco.

La sterilità per legge deve essere garantita per tutte le preparazioni iniettabili. Per i radiofarmaci già pronti all'uso è garantita dal produttore, mentre per quelli prodotti nel centro di utilizzo (ad esempio marcati tramite kit) deve essere garantita direttamente da questo effettuando la sintesi mediante isolatore con cappa a flusso laminare in Classe A, dotato di filtri HEPA. I test di asepsi e apirogenicità sono di solito effettuati a posteriori, data la breve emivita di molti radiofarmaci.

La purezza radiochimica viene di solito verificata tramite cromatografia su strato sottile[4].

Legislazione sui radiofarmaci

Il Decreto Legislativo 178 del 1991 ha recepito in Italia la Direttiva europea numero 89/323/CEE equiparando i radiofarmaci ai farmaci tradizionali (prima di allora i radiofarmaci non erano considerate specialità medicinali, anche per l'assenza di effetti biologici) e stabilendo quindi norme più stringenti sulla loro preparazione ed utilizzo. I radiofarmaci possono essere prodotti industrialmente (dopo aver ottenuto l'Autorizzazione all'Immissione in Commercio AIC) oppure a partire da precursori autorizzati. In generale, possono quindi essere divisi secondo questi criteri:

- radiofarmaci che hanno un'AIC
- radiofarmaci importati che non hanno equivalenti registrati in Italia
- radiofarmaci già registrati in Europa, ma con AIC ancora in fase di registrazione in Italia
- preparazioni galeniche (preparate su richiesta del medico-nucleare al momento dell'utilizzo)

Per i radiofarmaci ad uso industriale l'utilizzo è consentito solo con le modalità indicate nell'AIC, per i farmaci esteri è consentita l'importazione solo se non esiste un equivalente con AIC, in tutti gli altri casi la legge prevede diverse modalità di utilizzo a seconda del tipo di preparato. Se esiste una monografia della molecola in Farmacopea, (in questo caso si parla di preparazione *officinale*), il farmaco può essere preparato dal centro di utilizzo (che deve possedere dei requisiti minimi di legge) o dall'industria alle condizioni in questa indicate. Se non è presente una monografia si ricade invece nella legislazione relativa agli studi sperimentali (per le molecole non ancora note) oppure in quella relativa alle preparazioni *magistrali* (cioè preparate per il singolo paziente su richiesta del medico-nucleare)[5].

Principali radiofarmaci di uso clinico

Qui sotto è riportato un elenco dei principali radiofarmaci di uso clinico, con rimandi alle relative voci.

Diagnostica scintigrafica

Le molecole più utilizzate sono marcate con tecnezio-99m:

- il pertecnetato è utilizzato per eseguire la scintigrafia tiroidea, la scintigrafia paratiroidea (assieme al sestamibi), la scintigrafia delle ghiandole salivari, lo studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica e la scintigrafia per la ricerca di angiomi epatici
- i difosfonati sono utilizzati per la scintigrafia ossea
- sestamibi e tetrafosmina sono utilizzati per la scintigrafia miocardica di perfusione. Il sestamibi è utilizzato anche in oncologia e per eseguire la scintigrafia paratiroidea.
- i nanocolloidi di albumina (dimensioni nell'ordine dei nanometri) sono utilizzati principalmente per lo studio del sistema linfatico (linfoscintigrafia degli arti e ricerca del linfonodo sentinella), raramente per lo studio del midollo osseo (scintigrafia midollare)
- i macroaggregati di albumina (dimensioni nell'ordine dei micron) sono utilizzati per la scintigrafia polmonare e per lo studio dell'irrorazione arteriosa previsionale alla radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche (TARE)
- l'HMPAO è utilizzato nella SPECT cerebrale perfusionale e per marcare i granulociti neutrofili da utilizzare per la scintigrafia con granulociti marcati
- Il DTPA, il DMSA ed il MAG3 sono utilizzati per la scintigrafia renale
- i pasti marcati sono utilizzati per la scintigrafia per lo studio del transito esofago-gastro-duodenale
- le emazie marcate sono utilizzate per la Scintigrafia per la ricerca di sanguinamenti occulti
- L'HIDA è utilizzato per la scintigrafia per lo studio del fegato e delle vie biliari

Altro isotopo molto diffuso nella marcatura dei radiofarmaci diagnostici è lo iodio-123:

- lo iodio-123 ioduro è raramente utilizzato per eseguire la scintigrafia tiroidea (specie nello studio del gozzo retrosternale)
- FP-CIT ed IBZM sono utilizzati per lo studio del sistema dopaminergico cerebrale
- La MIBG è utilizzata per lo studio del sistema simpatico cardiaco (nei pazienti con sospetto di malattia di Parkinson o con cardiopatia ischemica) così come nello studio delle neoplasie neuroendocrine, anche in previsione di una terapia radiometabolica effettuabile marcando la molecola con iodio-131.

L'indio-111 può essere utilizzato anch'esso per marcare i granulociti neutrofili (^{111}In-Oxina). Altro uso è la marcatura dell'Octreoscan, utilizzabile per lo studio delle neoplasie neuroendocrine.

L'unico farmaco diagnostico marcato con iodio-131 è lo iodocolesterolo utilizzato per la scintigrafia corticosurrenalica. Lo iodio-131 può essere utilizzato come tale in diagnostica anche per eseguire studi previsionali prima di trattamenti radiometabolici per l'ipertiroidismo o il carcinoma della tiroide differenziato.

Diagnostica PET

L'isotopo più utilizzato per le indagini PET è il fluoro-18 e la molecola più usata è il fluorodesossiglucosio (principalmente in oncologia, ma anche in neurologia, reumatologia, infettivologia e cardiologia). Altri farmaci marcati con fluoro-18 sono usati nello studio dell'amiloidosi cerebrale, mentre la PET con colina è usata soprattutto nello studio del tumore della prostata. La PET con ^{18}F-DOPA è usata in neurologia per lo studio del sistema dopaminergico e delle neoplasie cerebrali, così come nello studio dei tumori neuroendocrini[6]. La metionina marcata con carbonio-11 è usata anch'essa nello studio delle neoplasie cerebrali, mentre l'ammoniaca marcata con azoto-13 ed il rubidio-82 sono usati per gli studi di irrorazione del miocardio. I farmaci a base di gallio-68 sono utilizzati di norma nella diagnostica dei tumori neuroendocrini.

La debole emissione in positroni dell'ittrio-90 può essere usata anche per ottenere immagini post-TARE.

Terapia radiometabolica

L'isotopo più usato è lo iodio 131, impiegato come ioduro sia nella terapia radiometabolica dell'Ipertiroidismo sia in quella delle neoplasie tiroidee differenziate. La ^{131}I-MIBG è utilizzata nel trattamento dei tumori neuroendocrini.

L'ittrio 90 è utilizzato per marcare le microsfere utilizzate per la Radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche, per la terapia radiorecettoriale dei tumori neuroendocrini con analoghi della somatostatina, nella radioimmunoterapia dei linfomi con anticorpi anti-CD20 marcati e nella radiosinoviortesi (utilizzando dei colloidi marcati).

Il lutezio-177 è utilizzato anch'esso nella terapia radiorecettoriale dei tumori neuroendocrini.

Lo Stronzio-89, il Radio-223 ed i difosfonati marcati con Samario-153 e Renio-189 sono usati nella terapia radiometabolica delle metastasi ossee

I colloidi per la radiosinoviortesi possono essere marcati anche con Renio-189 o Erbio-169.

Note

1. *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 25-27.
2. ^ R. Nave, *Technetium-99m*, in *HyperPhysics*, Georgia State University.
3. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 120-121.
4. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 124-130.
5. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 130-132.
6. ^ Virginia Liberini, Martin W. Huellner e Serena Grimaldi, *The Challenge of Evaluating Response to Peptide Receptor Radionuclide Therapy in Gastroenteropancreatic Neuroendocrine Tumors: The Present and the Future*, in *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, vol. 10, n. 12, 12 dicembre 2020, DOI:10.3390/diagnostics10121083. URL consultato il 21 gennaio 2021.

Bibliografia

- Volterrani, Duccio., Mariani, Giuliano. e Erba, Paola Anna., *Fondamenti di medicina nucleare : tecniche e applicazioni*, Springer, 2010, ISBN 9788847016859, OCLC 701368943.
- Norme di Buone Preparazione dei Radiofarmaci in Medicina Nucleare (https://www.aimn.it/pubblicazioni/notiziario/archivio/notiziario_023_066.pdf) Notiziaro dell'Associazione Italiana di Medicina Nucleare ed imaging molecolare (AIMN). Anno 2, numero 3. Giugno 2006 - supplemento speciale.

Collegamenti esterni

-
- (EN) *Radiofarmaco*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 47330 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=47330)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radiofarmaco&oldid=118134369"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 21 gen 2021 alle 17:07.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Dosaggio radioimmunologico

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

> **Questa voce o sezione sull'argomento chimica analitica non cita le fonti necessarie o quelle presenti sono insufficienti**.
> **Commento**: *A parte un collegamento esterno la voce è completamente priva di fonti.*

La tecnica del **dosaggio radioimmunologico**, nota comunemente come **RIA** (dall'inglese *Radio Immuno Assay*), è una tecnica di laboratorio utilizzata per dosare qualsiasi composto immunogenico disponibile in forma pura e marcabile radioattivamente. Possiede un'elevata sensibilità (ordine dei pg/mL), elevata specificità, elevata precisione.

Presenta alcuni svantaggi come il costo elevato per apparecchiatura e reagenti, durata dei reagenti e pericoli radiologici collegati all'uso dei reagenti radioattivi.

La sua invenzione valse nel 1977 il premio Nobel per la medicina a Rosalyn Yalow.

Indice

Applicazioni

La metodica

- Dosaggio per competizione di legame o spiazzamento
- Dosaggio all'equilibrio
- Dosaggio sequenziale

Interpretazione del risultato e curva di taratura

Metodiche di separazione della frazione legata

- Precipitazione degli immunocomplessi con sali e/o solventi
- Immunoprecipitazione mediante secondo anticorpo (*tecnica del doppio anticorpo*)
- Adsorbimento non specifico dell'antigene
- Adsorbimento dell'anticorpo su fase solida
- Separazione mediante proteina A

Voci correlate

Collegamenti esterni

Applicazioni

La tecnica del dosaggio radioimmunologico è comune in vari ambiti clinici: diagnosi del diabete (dosaggio insulina), dell'ipertensione, di patologie correlate a disfunzioni tiroidee e dell'ormone della crescita, dosaggio nel sangue di sostanze stupefacenti o applicazioni forensi (antidoping).

La metodica

Gli elementi chiave del saggio sono: l'anticorpo (Ab, di classe IgG) specifico per l'antigene da determinare (Ag), il campione contenente l'Ag e l'Ag marcato radioattivamente (Ag*) in forma pura (di solito si utilizza nella marcatura lo iodio-125, una volta si usava il trizio).

Esistono 3 tipi di RIA:

Dosaggio per competizione di legame o spiazzamento

Si esegue una prima reazione per la formazione del complesso Ag*Ab :

Ag* + Ab ---> Ag*Ab

Si esegue poi la seconda reazione di spiazzamento dell'antigene marcato (l'anticorpo non "distingue" fra antigene marcato e non) utilizzando come antigene "freddo" il campione stesso da misurare:

Ag*Ab + Ag ---> Ag*Ab + AgAb

Dosaggio all'equilibrio

È il tipo più comune. In questo caso antigene marcato e non marcato sono incubati simultaneamente.

Dosaggio sequenziale

Si esegue dapprima la reazione fra anticorpo in eccesso ed antigene non marcato; poi si saturano i siti anticorpali rimasti liberi con l'antigene marcato.

Interpretazione del risultato e curva di taratura

In tutti i metodi, maggiore è la concentrazione di antigene non radioattivo, minore sarà la quantità di Antigene marcato radioattivo legato all'anticorpo. Per interpretare questo dato si usa un'apposita curva di taratura che è prodotta addizionando quantità note e crescenti di antigene freddo alla miscela all'equilibrio con l'antigene marcato. La curva mostra ovviamente un andamento discendente della frazione legata all'aumentare della concentrazione dell'antigene "freddo". Al valore della curva è poi sottratto un "bianco" che rappresenta il legame non specifico dell'isotopo radioattivo contenuto nella frazione legata. Il valore di concentrazione dell'antigene nel campione da misurare si ottiene per interpolazione del valore di radioattività misurato con questa curva.

La presenza di un "bianco" nella frazione legata è secondaria a vari fattori:

- non perfetta separazione fra frazione legata e libera per intrappolamento meccanico da parte di quest'ultima nella prima. Lavando il precipitato questo errore si riduce.
- adsorbimento dell'isotopo radioattivo sulle pareti della provetta.
- caratteristiche chimico-fisiche simili fra frazione libera e legata.
- presenza di sostanza estranee contaminanti marcate.
- separazione imprecisa delle due frazioni.

La *capacità legante massima* è pari alla quantità di antigene marcato legato in assenza di antigene "freddo". Di solito nei dosaggi il range di valori in cui l'esame è valutabile è fra il 25% e il 75% di questo valore. Conteggi riferibili infatti a concentrazioni fuori da questo range non sono valutabili in quanto molto influenzati dal caso. Valori troppo alti infatti potrebbero non legarsi adeguatamente all'anticorpo e valori troppo bassi potrebbero essere difficili da rilevare.

Metodiche di separazione della frazione legata

La metodica di separazione ideale dovrebbe essere "netta" nel separare le due fasi (legata e non), semplice, non costosa, rapida, non interferire con la reazione antigene-anticorpo e non essere influenzata da sostanze estranee. Nessun metodo soddisfa appieno tutti questi requisiti, ma esistono comunque parecchie alternative; oltre alla separazione mediante cromatografia su colonna fatta più di rado (la frazione legata "migra" più velocemente e la centrifugazione si può usare per rendere più rapido e automatizzato questo processo).

Precipitazione degli immunocomplessi con sali e/o solventi

Tali sostanze (polietilenglicole, etanolo, solfato di ammonio) rendono insolubili i complessi antigene-anticorpo se aggiunti alla miscela di reazione "spiazzando" via le molecole d'acqua di solvatazione di tali complessi. La quantità da utilizzare di queste sostanze varia a seconda della composizione dell'ambiente in cui agiscono ed è determinata mediante apposite curve create usando miscele crescenti di sostanza separatrice con o senza l'anticorpo. È possibile utilizzare anche una centrifuga per velocizzare il processo. La quantità di sostanza aggiunta viene poi scelta in modo da essere il più selettiva possibile nel separare le 2 fasi. Il metodo è semplice ed economico, ma ha come svantaggi il fatto di non essere specifico e di essere influenzato da variabili come il pH, la temperatura e la concentrazione delle varie componenti della miscela di reazione.

Immunoprecipitazione mediante secondo anticorpo (*tecnica del doppio anticorpo*)

Consiste nel far precipitare il complesso antigene-anticorpo da rilevare mediante l'aggiunta di un'adeguata quantità di anticorpo diretto contro tale complesso (di solito contro la catena Fc del primo anticorpo). È possibile eseguire sia una pre-precipitazione (formo il complesso *prima* di farlo reagire con gli antigeni), sia una post-precipitazione (aggiungo il secondo anticorpo *dopo* aver aggiunto gli antigeni). La prima tecnica ha un vantaggio dovuto al fatto che la precipitazione dell'immunocomplesso non è influenzata da sostanze estranee presenti nel siero del paziente, ma è però meno sensibile rispetto alla seconda per interferenza del secondo anticorpo nella reazione di agglutinazione dell'antigene e richiede una maggior quantità dell'anticorpo stesso. Questo metodo ha come vantaggi l'essere specifico, l'essere utilizzabile in molte reazioni RIA oltre che l'essere abbastanza indipendente da fattori ambientali come pH e temperatura. Ha come svantaggi un costo e una complessità maggiori (più passaggi e più reagenti impiegati), la possibilità di cross-reazione del secondo anticorpo con le Ig del siero e un maggior tempo per ottenere il risultato (riducibile da giorni a minuti combinando in soluzione anche solventi come il polietilenglicole)

Adsorbimento non specifico dell'antigene

Il carbone e il carbone-destrano possono essere usati nella separazione della frazione legata quando le due frazioni hanno dimensioni e carica elettrica molto diverse in quanto l'adsorbimento di molecole di maggiori dimensioni e carica sulla sua superficie è favorito rispetto a quelle piccole e con poca carica. Questo metodo non è quindi adatto in reazioni dove gli antigeni sono grosse molecole già di per sé, o se si tratta di virus. La centrifugazione anche in questo caso può velocizzare il processo. Altri adsorbenti utilizzabili sono le resine a scambio ionico, la silice, l'idrossiapatite e il talco. La concentrazione ottimale di carbone da usare nelle reazioni è anche in questo caso determinata tramite apposite curve

eseguite usando campioni con e senza anticorpo a dosi crescenti di separatore. Questa tecnica ha i vantaggi di richiedere un unico passagio, di essere rapida, poco costosa e riproducibile. È usata unicamente nel dosaggio di apteni e molecole piccole per le caratteristiche descritte prima. Come svantaggi ha il fatto che variazioni nella concentrazione di proteine, pH, forza ionica, tempo di reazione e temperatura influenzano la separazione (necessità di standardizzazione del processo) e la possibilità di alcuni antigeni di staccarsi dall'immunocomplesso, specie con Ig di affinità inferiore.

Adsorbimento dell'anticorpo su fase solida

Gli anticorpi vengono fatti aderire alla fase solida lasciandole a contatto con essa per alcune ore e successivamente lavandole. Il sito di contatto non deve ovviamente interferire con la reazione antigene-anticorpo e la reazione RIA avviene fra l'antigene marcato e non che competono per i siti anticorpali liberi. Il processo di adesione, che avviene tramite legami idrofobici, è influenzato dal Ph (basico, da 8,5 a 10 preferibilmente), dalla forza ionica, dal tempo di contatto e dalla concentrazione di Ig nella soluzione (troppe Ig adese alle provette inoltre possono influire sul legame dell'antigene mediante ingombro sterico). Si può usare anche la glutaraldeide in alcuni casi per rendere più stabile il legame nelle provette e queste vanno conservate a 4 °C. Oltre alla parete di plastica delle provette, le Ig possono anche aderire a grani di sepharosio, dischi di carta, vetro o cellulosa attivata al bromuro di cianogeno (che reagisce coi gruppi amminici delle Ig legandole al supporto), particelle o magnetizzata con magnetite che consente mediante un opportuno campo magnetico la loro separazione dalla frazione libera. Un'altra tecnica consiste nell'adsorbire un secondo anticorpo alle provette a cui poi aggiungere il primario prima della reazione; questo consente di aumentare i siti disponibili per l'antigene. Il principale vantaggio di queste tecniche consiste nella facile separazione fra le due frazioni. Gli svantaggi sono la necessità di maggiori quantità di anticorpo e la complessità delle reazioni di adsorbimento, oltre al fatto che la procedura limita i siti di contatto per l'antigene. Inoltre la cinetica di reazione anticorpale è più lenta in quanto gli antigeni devono per forza entrare in contatto con la fase solida per reagire.

Separazione mediante proteina A

La proteina A è una sostanza prodotta dallo Staphylococcus aureus in grado di legare la porzione Fc (invariante) delle IgG dei mammiferi. Può essere quindi usata in alternativa al doppio anticorpo nei dosaggi RIA. La metodica di separazione è rapida, non è richiesto un periodo di incubazione ed è sufficiente centrigurare la provetta per separare le due fasi.

Voci correlate

- Dosaggio immunoradiometrico

Collegamenti esterni

-
- (EN) *Dosaggio radioimmunologico*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.
- (EN) https://web.archive.org/web/20100612024430/http://users.rcn.com/jkimball.ma.ultranet/BiologyPages/R/Radioimmunoassay.html

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 4532 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=4532)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Dosaggio_radioimmunologico&oldid=112342223"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 21 apr 2020 alle 12:11.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

STRUMENTAZIONE

WIKIPEDIA

Gamma-camera

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **gamma camera** è l'apparecchiatura utilizzata in medicina nucleare per l'acquisizione delle immagini scintigrafiche. Queste ultime rappresentano visivamente la distribuzione nel corpo umano della radioattività emessa dai radiofarmaci iniettati nel paziente a scopo diagnostico o terapeutico.

Gamma camera Siemens

Indice

Descrizione

Procedimento

Modalità di acquisizione con gamma camera

- Acquisizione statica segmentaria
- Acquisizione *total body*
- Acquisizione dinamica
- Acquisizione gated planare

Mappe di correzione

- Mappa di correzione per l'uniformità
- Mappa di correzione per l'energia
- Mappa di correzione per la linearità

Controlli di qualità della gamma camera

- Controlli per acquisizioni planari
  - Uniformità
  - Sensibilità
- Controlli per acquisizioni SPECT
  - *Offset* del centro di rotazione
  - Sensibilità fra testate e geometria fra testate

Note

Bibliografia

Altri progetti

Descrizione

È costituita da due elementi fondamentali: il collimatore e un sistema di localizzazione fotonica. Il collimatore è costituito da una lastra di materiale assorbente (solitamente piombo) in cui sono praticati dei fori. In tal modo, possono passare attraverso i fori esclusivamente i raggi che si muovono nella direzione scelta, mentre i restanti verranno assorbiti. Esistono collimatori con diverse geometrie di fori (vedi sotto)[1].

Lo spessore dei setti fra i fori e la lunghezza degli stessi determina da un lato la definizione spaziale del sistema e dall'altro l'efficienza di rilevazione (quanti fotoni del totale che raggiunge il collimatore sono rilevati dalla gamma camera). Differenti spessori e lunghezze sono quindi necessarie, a seconda dell'energia dei fotoni incidenti (fotoni più energetici attraversano un maggiore spessore di piombo), per raggiungere il miglior compromesso fra quantità di "rumore" presente nell'immagine finale (dovuta ad interazioni con fotoni non voluti, ad esempio che hanno subìto *scatter compton*) e intensità di segnale rilevata.

Geometrie dei collimatori:

- PARALLEL-HOLE è costituita di fori paralleli e perpendicolari al cristallo. Proietta immagini delle reali dimensioni del paziente. Le tipologie più comuni sono:
  - LEHR (*Low Energy High Resolution*). Utilizzato per fotoni a bassa energia (es. quelli emessi dal tecnezio-99 metastabile) in cui si vuole un'alta risoluzione spaziale a scapito dell'efficienza di rilevazione.
  - LEAP o LEGP (*Low Energy All Purpose* o *Low Energy General Purpose*). Il collimatore a fori paralleli standard per fotoni a bassa energia
  - MEAP o MEGP (*Medium Energy All Purpose* o *Medium Energy General Purpose*). Collimatore standard per fotoni a medie energie (es. quelli emessi dall'indio-111)
  - HEAP o HEGP (*High Energy All Purpose* o *High Energy General Purpose*). Usato per fotoni ad alte energie (es. quelli emessi dallo iodio-131).
- CONVERGING-HOLE è dotata di fori convergenti. Permette di ingrandire l'immagine a scapito dell'ampiezza del campo di vista.
  - FAN-BEAM ha fori convergenti lungo un asse e paralleli in un altro. Di solito è utilizzato per acquisizioni del cervello.
- DIVERGING-HOLE ha fori divergenti e permette di aumentare il campo di vista del cristallo.

Le immagini acquisite con questi ultimi 2 tipi di collimatori sono quindi distorte e vanno corrette con apposito software dopo acquisizione (specie se si utilizza la metodica SPECT).

- PIN-HOLE ingrandisce l'immagine acquisita a scapito del numero di conteggi acquisiti e dell'ampiezza del campo di vista (che aumenta con la distanza, a scapito dell'efficienza di rilevazione): utile nella diagnostica di piccoli organi come la tiroide[2].

Dopo il collimatore, vi è un cristallo scintillatore — solitamente di ioduro di sodio attivato al tallio: NaI(Tl) — che converte i raggi in scintille di luce di bassa intensità; queste scintille sono rilevate poi da sensori ad alta sensibilità, detti fotomoltiplicatori, che costituiscono il sistema di localizzazione fotonica e che restituiscono in uscita un fascio di elettroni il cui numero dipende dalla quantità di luce che li colpisce. Anche lo spessore del cristallo influisce sull'efficienza di rilevazione. Un cristallo più spesso permetterà infatti di rilevare meglio fotoni più energetici, ma porterà a una maggiore presenza di rumore nelle immagini ottenute con fotoni a bassa energia per *scatter* di questi ultimi all'interno del cristallo stesso. Oltre allo spessore, anche numero atomico e densità del cristallo influiscono su questo fenomeno. Il cristallo è molto sensibile all'umidità e dev'essere per tal motivo protetto da uno strato di alluminio. Sono inoltre presenti delle "finestre di luce" in vetro o quarzo. Nel processo di scintillazione il raggio gamma incidente sul cristallo fa passare un elettrone esterno dello stesso dalla banda di valenza alla banda di conduzione. Il successivo ritorno dell'elettrone allo stato originario porta quindi all'emissione di energia sotto forma di luce visibile [processo questo svolto dal tallio nel cristallo NaI(Tl)][3].

Il fotomoltiplicatore è essenzialmente costituito da un tubo a vuoto la cui parte a contatto con la finestra di luce (fotocatodo) è rivestita di una sostanza che libera elettroni se colpita dalla radiazione luminosa. Il numero di questi elettroni è poi incrementato in maniera esponenziale ogni volta che questi colpiscono un dinodo all'interno del tubo stesso. Il segnale elettrico in uscita da tutti i fotomoltiplicatori è proporzionale all'energia del

fotone incidente sul cristallo. Complessi sistemi hardware e software si occupano poi di stimare posizione ed energia del segnale rilevato creando l'immagine vera e propria. L'energia del fotone incidente è come già visto importante per ottenere un'immagine senza rumore; il sistema quindi, eliminando dall'acquisizione i segnali con energia molto diversa da quella di interesse, permette di eliminare sia la radiazione di fondo naturale sia ad esempio tutti i fotoni che hanno subìto *scatter*. La capacità del sistema di discriminare le energie dei fotoni è detta *risoluzione energetica*, è espressa come ΔE/E (intervallo di energia di errore rispetto all'energia di picco considerata) ed è pari al FWHM (*Full Width Half Maximum* cioè larghezza del picco a metà della sua altezza) del picco stesso fratto l'energia di riferimento. La risoluzione *spaziale* del sistema è invece definita come il FWHM dell'immagine ricostruita di una sorgente puntiforme (la sorgente puntiforme non avrà l'aspetto di un punto nell'immagine finale ma i suoi conteggi saranno dispersi attorno al suo centro a formare un picco). Tale valore dipende dall'energia dei fotoni incidenti, dallo spessore del cristallo, dal numero di fotomoltiplicatori e anche dal complesso sistema di elaborazione a valle del sensore.

Un'altra tipologia di rilevatori è quella a semiconduttore. Questi, quando vengono colpiti da un fotone gamma di energia inferiore a 1MeV, generano al loro interno una coppia elettrone-lacuna e quindi un segnale elettrico misurabile (avviene anche una "moltiplicazione" di queste coppie in quanto il primo elettrone prodotto ionizza il materiale in cui si trova, ionizzazione che è più intensa per fotoni di energia più alta). Questi rilevatori mostrano una maggiore risoluzione spaziale ed energetica con pari efficienza di rilevazione. Questo sistema consente quindi di rilevare direttamente l'interazione gamma senza produrre fotoni ad energia minore come nei vecchi sistemi che degradano il segnale. Inoltre la risoluzione spaziale in questo caso è limitata solo dalla grandezza dei singoli elementi di cui è costituito il rilevatore. I principali materiali utilizzati sono il CdTe (Cadmio-Tellurio) ed il CdZnTe (Cadmio-Zinco-Tellurio)[4]

Procedimento

Il paziente radioattivo viene posto sul lettino al di sotto della gamma camera. I fotoni gamma in uscita dopo aver attraversato il collimatore sono convertiti in scintille di luce rilevate dal fotomoltiplicatore. Un insieme di circuiti permette di rigettare i segnali che non sono all'interno della finestra energetica prescelta, eliminando così i fotoni Compton che provocherebbero un peggioramento della qualità dell'immagine.

Tale strumento permette inoltre l'acquisizione di immagini 3D mediante la metodica SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) a cui può essere anche abbinata un'acquisizione TC nei tomografi più moderni (SPECT-TC) in modo da garantire una migliore localizzazione anatomica dei reperti e permettere la correzione per l'attenuazione delle immagini. Tale correzione consente di migliorare la qualità delle immagini ottenute stimando l'attenuazione dei fotoni emessi dai reperti da parte del corpo stesso dello del paziente.

Modalità di acquisizione con gamma camera

La gamma camera è in grado di acquisire immagini sia 2D (planari) sia 3D (utilizzando la metodica SPECT, anche eventualmente ricorrendo alla sincronizzazione con un segnale esterno; in tali casi l'acquisizione è detta *gated*. Le acquisizioni 3D sono trattate nella voce SPECT). Le immagini planari possono essere acquisite come *statiche* (*segmentarie* e *total body*), *dinamiche* o anch'esse *gated*.

I modelli di gamma camera dedicati allo studio del cuore (gamma camere cardiodedicate) acquisiscono le immagini già in modalità 3D utilizzando collimatori specifici e rilevatori a semiconduttore. Rispetto alle gamma camere tradizionali sono in grado di produrre immagini di migliore qualità, somministrando un'attività minore al paziente ed in minor tempo. Altro vantaggio è la migliore risoluzione energetica, che facilita gli studi con doppio tracciante.

Acquisizione statica segmentaria

È utilizzata per acquisire immagini di specifici organi (es. tiroide) oppure per acquisire immagini di segmenti corporei dopo un'indagine *total body* (ad esempio per sproiettare strutture poco discindibili alle immagini 2D o per eseguire acquisizioni tardive). Con questo protocollo di acquisizione la testata della gamma camera ed il lettino sono fermi e la testata acquisisce quindi i fotoni provenienti da una precisa zona dell'organismo, senza poterne definire la profondità. La durata dell'acquisizione può essere definita sia come un tempo in secondi sia come un numero preciso di conteggi da acquisire, l'immagine inoltre può essere specchiata o ruotata ed è possibile definire a priori anche il Campo di Vista (FOV) incluso nell'immagine e la *matrice* (che ne definisce la risoluzione spaziale)[5].

Acquisizione *total body*

Questo protocollo si utilizza per acquisire immagini di tutto il corpo (come anche per acquisire immagini da regioni più estese del FOV della gamma camera). Utilizzando gamma camere a doppia testa ed un lettino che si muove a velocità costante è possibile acquisire rapidamente in questo modo un'immagine anteriore ed una posteriore di tutto l'organismo in contemporanea. Come per l'acquisizione segmentaria anche qui è possibile definire una *matrice*, un FOV, una rotazione ed un ribaltamento su un asse dell'immagine; mentre il tempo di acquisizione è definito dalla velocità di movimento del lettino e dalla distanza che questo deve percorrere. Un'immagine *total body* può essere acquisita sia con un movimento continuo del lettino sia acquisendo separatamente diversi segmenti (frapponendo fra essi un minimo di sovrapposizione) che vengono poi "montati" assieme dalla workstation di elaborazione.

Acquisizione dinamica

Come l'acquisizione statica permette di studiare un solo segmento del corpo, ma osservando come il radiofarmaco, una volta iniettato, si distribuisce nel tempo (un utilizzo molto frequente è nella scintigrafia ossea trifasica). Con questo protocollo il singolo esame è diviso in fotogrammi (*frame*) e la sua durata è definita dal numero di *frame* moltiplicato per la durata del singolo fotogramma. Come per l'acquisizione statica segmentaria è possibile definire una *matrice*, un FOV, un asse di ribaltamento ed una rotazione dell'immagine[6].

Acquisizione gated planare

È utilizzata per studiare la funzionalità cardiaca mediante l'angiocardioscintigrafia all'equilibrio. Anche con questo protocollo di acquisizione l'immagine è suddivisa in *frame*, ma a differenza del protocollo di acquisizione dinamica, le immagini sono sincronizzate col ciclo cardiaco (rilevato mediante l'esecuzione di un elettrocardiogramma durante l'acquisizione delle immagini). Con tale protocollo i *frame* relativi all'acquisizione delle medesime porzioni del ciclo cardiaco sono sommati assieme (acquisizione MUGA, *MUltiGAted acquisition*) permettendo quindi di ottenere a fine elaborazione un'immagine del cuore in movimento. Con questo protocollo la durata dell'acquisizione può essere definita in modo esplicito oppure espressa come numero di cicli cardiaci, mentre come negli altri casi è possibile definire una *matrice*, un FOV, un asse di ribaltamento ed una rotazione delle immagini. La presenza di un ritmo cardiaco irregolare può compromettere la qualità di questo tipo di acquisizione; per ovviare a questo problema è possibile utilizzare protocolli *frame mode* dedicati oppure protocolli *list mode* in cui i dati della gamma camera sono acquisiti indipendentemente dal dato ECG (in modo che sia possibile ricostruire i dati anche senza *gated* se necessario). I dati memorizzati in *list mode* hanno lo svantaggio di occupare molta memoria fisica della macchina[7].

Mappe di correzione

Un'irradiazione uniforme delle testate delle gamma camere non fornisce, come ci si aspetterebbe teoricamente, un'immagine uniforme. Per correggere questi errori, dovuti ai limiti fisici delle apparecchiature, è quindi necessario acquisire delle mappe di correzione che per ogni pixel dell'immagine e per ogni parametro misurato correggono l'output della macchina. Queste mappe riguardano principalmente tre parametri:[8]

- *uniformità*;
- *energia* dei fotoni incidenti;
- *linearità spaziale*.

Mappa di correzione per l'uniformità

Mediante questa mappa è possibile correggere le immagini per le variazioni locali nel numero di conteggi dovute ad una differente sensibilità dello strumento presente a livello locale. Questa mappa è detta *intrinseca* se acquisita non usando un collimatore, mentre è detta *di sistema* se questo viene montato sulla macchina. Questo tipo di mappe si acquisisce irraggiando le testate con una sorgente uniforme e deve essere differente per ogni radioisotopo utilizzato[9].

Mappa di correzione per l'energia

Questa mappa permette di correggere localmente le differenze nella rilevazione dell'energia dei fotoni incidenti (dovute ad esempio ad impurità del cristallo scintillatore). È possibile acquisire questa mappa irraggiando la testata con i fotoni di un solo radioisotopo o anche utilizzando una sorgente di fotoni ad alta energia ed una di fotoni a bassa energia[10].

Mappa di correzione per la linearità

Il fotomoltiplicatore che riceve input luminosi dal cristallo sovrastante non risponde di norma con intensità uniforme ad un segnale che colpisce il cristallo in punti diversi. L'intensità del suo output sarà infatti maggiore se il segnale viene rilevato nella porzione di cristallo che sta sotto il centro del fotomoltiplicatore per poi diminuire avvicinandosi al bordo; un fotone che colpisce lo spazio fra due fotomoltiplicatori sarà quindi mal rilevato, provocando distorsioni e perdita di conteggi nelle immagini. La mappa di correzione per la linearità serve a correggere per questo tipo di errore e viene di norma acquisita con fantocci a barre o multiforo, a geometria nota, riempiti con ua specifica attività di uno o più isotopi da testare. La differenza fra il segnale "ideale" che si dovrebbe ottenere dal fantoccio e quello "reale" dato dalla gamma camera permette di correggere l'output della macchina[10].

Controlli di qualità della gamma camera

Per poter essere utilizzate per uso clinico le gamma camere devono superare determinati controlli. Questi sono di tre tipi:

- accettazione e collaudo: fatti al momento dell'installazione
- verifica o stato: dopo i controlli precedenti o dopo importanti modifiche alla macchina
- mantenimento o costanza: sono controlli periodici fatti per verificare le performance della macchina nel tempo.

Il Decreto Legislativo 187/2000 stabilisce i limiti di tollerabilità per i parametri controllati, questi sono:

- *uniformità*: deve essere controllata con e senza collimatori montati e per tutte le finestre energetiche. La sua variazione non deve essere superiore al 10%.
- *sensibilità*: non deve differire di più del 20% dal valore di riferimento
- *centro di rotazione*: se la gamma camera è utilizzata per acquisizioni SPECT, la posizione del centro di rotazione geometrico delle testate non deve differire di più di mezzo pixel rispetto a quella considerata dal software di ricostruzione.
- *differenza di sensibilità fra le testate*: se la gamma camera dispone di più teste, la sensibilità fra le teste non deve differire di più del 5%
- *geometria*: viste opposte fra differenti testate non devono differire di più di mezzo pixel.

Controlli per acquisizioni planari

Uniformità

Questo parametro rappresenta l'uniformità di risposta della gamma camera quando viene irraggiata da una sorgente uniforme di fotoni (*flood-field*). Se tale parametro è riferito al solo rilevatore si parla di uniformità *intriseca*. L'uniformità *di sistema* è invece riferita all'insieme rivelatore + collimatore. Questo parametro può decrementare in seguito a malfunzionamenti/guasti a carico dei fotomoltiplicatori e a difetti nella struttura del cristallo di scintillazione. Anche l'utilizzo di una finestra energetica errata o di una sorgente di taratura con attività molto alta possono alterare questo parametro. Difetti o danni al collimatore possono invece influenzare solo l'uniformità di sistema. Questo parametro può essere misurato nell'ambito del campo di vista (FOV, *Field Of View*) *utile* (95% del FOV complessivo, UFOV) o *centrale* (75% del FOV complessivo, CFOV).

Vari parametri numerici sono utilizzati per quantificare l'uniformità; alcuni sono più sensibili a variazioni globali su tutto il rilevatore, altri rispetto a variazioni locali. La *National Electronic Manifactures Association* propone a tal fine la seguente definizione:

$$U = 100 \cdot \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}}$$

Dove C_{max} e C_{min} sono il numero di conteggi massimo e minimo rilevati nell'ambito della stessa misurazione fra tutti i pixel considerati. Se $U = 0$, l'uniformità misurata è massima ($C_{max} = C_{min}$). Questo parametro misurato in UFOV o in CFOV è indice della risposta globale del rilevatore, mentre il valore più alto misurato per ogni pixel al confronto fino ai suoi 5 adiacenti è un indice dell'uniformità locale (il pixel peggiore di tutta l'immagine definisce il valore di uniformità).

L'uniformità intrinseca viene misurata ponendo una sorgente puntiforme di ^{99m}Tc ad una distanza pari almeno a 5 FOV dalla testata della gamma camera ed effettuando una misurazione dei conteggi. Per misurare l'uniformità di sistema sono invece impiegate sorgenti piane (*flood*) di ^{57}Co o piene di pertecnetato che vengono appoggiate di fronte al sistema rilevatore-collimatore. I *flood* a base di pertecnetato sono meno costosi, ma vanno riempiti ogni volta (con maggiori rischi di tipo radioprotezionistico). D'altro canto i *flood* di cobalto durano circa 1-2 anni, ma poi vanno smaltiti come rifiuti radioattivi (devono inoltre essere conservati in appositi contenitori schermati). Va usata una matrice di acquisizione pari almeno a 64×64 pixel[11].

Sensibilità

La sensibilità di una gamma camera è il rapporto fra il rateo di conteggi (conteggi/secondo) misurato e corretto per il fondo ambientale rispetto all'attività della sorgente utilizzata per la taratura. Se si utilizza una sorgente con una superficie maggiore del FOV della macchina, il valore va corretto facendo il rapporto fra le due superfici. Si parla di sensibilità *intrinseca* se ci si riferisce al solo rilevatore. La sensibilità *di sistema* (quella poi

utile a fini pratici, visto che la gamma camera monta sempre i collimatori quando è utilizzata per scopi clinici) è invece riferita all'insieme rilevatore + collimatore. La sensibilità intrinseca può essere alterata da disuniformità del cristallo, così come da guasti o malfunzionamenti dei fotomoltiplicatori. All'aumentare dello spessore e della superficie del cristallo la sensibilità intrinseca aumenta, così come aumentando l'ampiezza della finestra energetica di rilevazione. Il valore si riduce invece utilizzando una finestra energetica sbagliata o fotoni gamma più energetici. La sensibilità di sistema diminuisce utilizzando collimatori danneggiati, o anche più spessi o che coprono una maggiore area del cristallo. La sensibilità di sistema è sempre più bassa di quella intrinseca (in quanti i collimatori assorbono parte dei fotoni incidenti). La sensibilità di sistema viene misurata utilizzando appositi fantocci (con pareti in plastica sottili solo 3 mm, per evitare il più possibile l'attenuazione) che vengono montati sopra al collimatore e riempiti con un'attività nota di pertecnetato (misurata ad un certo orario con un calibratore di dose ed inserita quindi nel fantoccio). L'attività rimasta in siringa viene sottratta a quella misurata col calibratore prima del controllo. Devono essere acquisiti almeno diecimila conteggi per ogni misurazione. Successivamente va fatta una misura del fondo[12].

Controlli per acquisizioni SPECT

Offset del centro di rotazione

La gamma camera, durante le acquisizioni SPECT, ruota le testate attorno ad un asse (dove è posizionato il paziente). L'angolo esistente fra l'asse di rotazione "ideale" e quello "reale" descritto dalle testate (*angolo di tilt*) in condizioni normali deve essere nullo per evitare artefatti nelle immagini (questi artefatti, se presenti, portano a descrivere un punto come un "anello" nelle immagini ricostruite, facendo perdere risoluzione spaziale); tuttavia nel tempo, per motivi ad esempio di usura meccanica, il centro di rotazione "reale" (centro di rotazione *geometrico* COR) può differire da quello impostato dal software. È possibile tuttavia correggere le immagini ricostruite se questo *offset* (distanza fra il valore "reale" e quello "ideale" dell'angolo di tilt) è noto prima delle acquisizioni. Tale valore tuttavia non è costante per ogni angolo di rotazione, ma è funzione di questo. Per tale ragione, per ottenere una correzione del COR ottimale è necessario acquisire almeno 32 proiezioni attorno ad una sorgente puntiforme di taratura. L'immagine ottenuta mettendo insieme tutte le proiezioni è denominata *sinogramma* (in quanto ha la forma di una sinusoide). Confrontando il sinogramma acquisito con la funzione sinusoidale "ideale" della sorgente puntiforme è possibile fare un *fitting* dei dati atto a ricavare l'*offset* fra il COR ed il centro di rotazione ideale per ogni angolo di rotazione delle testate. Questo controllo va effettuato utilizzando una matrice di acquisizione pari almeno a 128×128 ed almeno ventimila conteggi per proiezione[13].

Sensibilità fra testate e geometria fra testate

Si verificano eseguendo controlli della sensibilità per ogni testata e confrontando diverse viste con diverse testate per verificare che coincidano[14].

Note

1. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 213-215.
2. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 223-228.
3. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 216.
4. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 216-218.
5. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 237-238.
6. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 240.
7. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 239-240.
8. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 233.

9. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 234-235.
10. *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 234.
11. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 244-248.
12. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 248-249.
13. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 249-251.
14. ^ *Fondamenti di medicina nucleare*, Springer, p. 252.

Bibliografia

- Volterrani-Fondamenti di medicina nucleare ISBN 9788847016842
- Marengo M. “La fisica in Medicina Nucleare”. Patron Editore, Bologna. ISBN 88-555-2582-4

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **Gamma-camera (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Gamma_cameras?uselang=it)**

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Gamma-camera&oldid=116448290"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 4 nov 2020 alle 18:06.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Tomografo PET

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Il **tomografo PET** è la macchina utilizzata in medicina nucleare per eseguire la tomografia ad emissione di positroni. Questa macchina funziona rilevando i fotoni gamma emessi dall'annichilazione dei positroni, prodotti dal decadimento di radioisotopi somministrati da soli o incorporati in un'altra molecola (radiofarmaci). Al tomografo PET vero e proprio è ormai sempre abbinato anche un tomografo TC o uno scanner RM. Mediante queste macchine è possibile ottenere immagini "ibride" PET/TC o PET/MRI, che permettono una valutazione del paziente sia dal punto di vista funzionale sia morfologico; aiutando anche a localizzare in modo corretto gli uptake patologici di radiofarmaco e migliorando la qualità delle immagini tramite la *correzione per l'attenuazione fotonica*.

Un tomografo PET.

Indice

Principio di funzionamento

Tipologia di apparecchiature
- Geometria dei sistemi PET
- Rilevatori
- Cristalli di scintillazione
- Correzione per il tempo di volo

Ricostruzione delle immagini
- Algoritmi analitici
- Algoritmi iterativi

Prestazioni
- Risoluzione spaziale
  - Fattori intrinseci
  - Fattori tecnologici
- Effetto volume parziale
- Correzione per l'attenuazione
  - Correzione per l'attenuazione mediante immagini TC

Eliminazione del rumore

Imaging ibrido

Modalità di acquisizione
- Acquisizione statica
- Acquisizione dinamica
- Acquisizione total body
- Acquisizione list mode

Acquisizione gated
Controlli di qualità
Note
Bibliografia

Principio di funzionamento

Il tomografo PET è come detto una macchina in grado di rilevare la presenza di radiofarmaci emittenti positroni dopo che questi sono iniettati nell'organismo, con una sensibilità molto elevata, potendo distinguere dal fondo anche un accumulo prodotto da pochi milioni di cellule, con una concentrazione di radiofarmaco dell'ordine di 10^{-10}-10^{-12} mol/litro.

Quando un radiofarmaco utilizzato in PET decade emette un positrone (l'antiparticella dell'elettrone cioè la particella con la stessa massa, ma carica opposta) in grado di viaggiare nel mezzo che attraversa solo per pochi millimetri prima di fermarsi (tale distanza dipende dall'energia di emissione, dalla densità del mezzo attraversato e dal suo numero atomico). Quando questo avviene annichilisce con uno degli elettroni di cui è fatto il mezzo attraversato, convertendo tutta la sua massa (e quella dell'elettrone bersaglio) in energia. La somma delle masse del positrone emesso dal radiofarmaco e dell'elettrone del mezzo attraversato porta sempre alla produzione di 2 fotoni gamma con energie pari a 511 keV, che hanno direzioni di emissione opposta (con un angolo quindi di circa 180 gradi fra un fotone e l'altro). Il tomografo, riconoscendo quindi i fotoni che in un brevissimo lasso di tempo (circa 10 nanosecondi) colpiscono in contemporanea gli estremi del suo anello rilevatore, è in grado di dedurre (tramite appositi algoritmi) la densità di positroni annichiliti in un certo punto del corpo e quindi, con un po' di imprecisione dovuta al percorso dei positroni nel corpo, creare delle mappe 3D che mostrano dove e quanto si è concentrato il radiofarmaco. L'intervallo di tempo massimo entro cui i due fotoni devono colpire il rilevatore perché siano considerati prodotti dallo stesso evento di annichilazione è denominato *finestra temporale*, mentre la "linea" immaginaria definita dal percorso dei due fotoni verso il rilevatore è definita *linea di risposta* (LOR). La maggior parte dei fotoni rilevati dal tomografo tuttavia non raggiunge gli estremi opposti di questo entro la finestra temporale (*eventi singoli*) ed è quindi ignorata dal software di ricostruzione. Questo accade perché i fotoni emessi dall'annichilazione la maggior parte delle volte interagiscono con il mezzo attraversato mediante effetto fotoelettrico (con scomparsa di uno dei due fotoni nel mezzo) o effetto Compton (con deviazione dei fotoni emessi). Questo porta a riduzione, cambi di direzione e ritardi nell'arrivo dei fotoni verso il rilevatore, oltre che a rilevazione di evendi di coincidenza "falsi", che devono essere corretti prima di ottenere le immagini definitive[1].

Tipologia di apparecchiature

Geometria dei sistemi PET

I rilevatori dei tomografi PET sono posizionati tutti attorno al paziente, con disposizione ad anello, in modo da rilevare efficacemente i fotoni emessi da ogni annichilazione, che hanno direzioni opposte dal punto di emissione. Utilizzando un solo anello di rilevatori, il FOV (*Field of View*, cioè il campo di vista dello strumento) è però ristretto alla sola sezione di corpo che sta nello spessore dell'anello. Le PET moderne, per migliorare l'efficienza di questo processo e incrementare l'ampiezza del FOV, in realtà dispongono di più "anelli" di rilevazione messi in sequenza. Per ottenere immagini di tutto il corpo (*total body*) è quindi sufficiente muovere il lettino dove si trova il paziente in modo che attraversi gli anelli nel tempo. La geometria del sistema PET definisce come i vari anelli in sequenza possano rilevare i fotoni di coincidenza. Nei sistemi 2D non è ammesso che i rilevatori posti in un anello possano rilevare eventi di coincidenza assieme a quelli di un altro. Nei sistemi 3D invece questo può avvenire. I vantaggi dei sistemi 2D sono una ricostruzione delle

immagini più veloce, una minore interferenza degli eventi errati rilevata agli estremi del FOV e immagini più "pulite", d'altro canto però la non-rilevanza di molti eventi porta ad allungare i tempi di acquisizione (per tal motivo, e perché ormai i software di ricostruzione sono diventati molto più veloci e accurati, tale geometria è sempre meno utilizzata) In questo tipo di rilevatori i singoli anelli sono inoltre separati da spessori di piombo. Nei sistemi 3D è comunque da tenere conto che una distanza eccessiva fra gli anelli peggiora la qualità delle immagini nonostante l'utilizzo dei migliori algoritmi di ricostruzione (la distanza massima tollerabile è detta *ring difference*)[2].

Rilevatori

Nel classico tomografo PET sono costituiti da cristalli scintillatori in grado di convertire l'energia dei fotoni gamma in luce visibile, questa viene, come per la gamma camera, convertita quindi in un segnale elettrico da appositi fotomoltiplicatori e amplificata dall'hardware della macchina prima che il segnale raggiunga la console di ricostruzione. Tuttavia, al contrario dei cristalli utilizzati per costruire le gamma camere, quelli utilizzabili per la PET (che devono essere fatti di materiali in grado di assorbire fotoni gamma molto più energetici) di solito non possono essere, per limiti tecnici, di grosse dimensioni.

Gli ultimi modelli di macchina (*PET digitale*) utilizzando nuovi rilevatori a semiconduttore, sono in grado di convertire l'energia dei fotoni gamma direttamente in segnale elettrico (questo porta a migliorare molto la qualità delle immagini e la risoluzione spaziale, che è limitata solo dalle dimensioni dei rilevatori). Tuttavia tali tomografi sono ancora poco diffusi.

Nei tomografi "classici", per ovviare al problema della dimensione dei cristalli, tanti piccoli cristalli (divisi fra loro, costituendo elementi chiamati *pixel*) sono di solito messi assieme e associati a dei fotomoltiplicatori, per costituire quello che si chiama *block detector*. A seconda di come i fotomoltiplicatori (che hanno diversa posizione nel blocco) ricevono segnale, la macchina può dedurre in che punto del blocco il fotone incidente ha interagito. Quando un fotone di energia pari a 511 keV colpisce un rilevatore, la macchina controlla che nell'arco della finestra temporale il rilevatore posto in direzione opposta registri un evento simile; se ciò avviene il segnale viene digitalizzato. Tutta questa procedura richiede comunque un po' di tempo, in cui la macchina in quel punto non è in grado di codificare altri segnali (tale tempo è detto *tempo morto*)[3].

Cristalli di scintillazione

Sebbene il processo di rilevazione dei fotoni gamma sia simile a quello sfruttato dalle gamma camere, i fotoni emessi dagli eventi di annichilazione sono molto più energetici rispetto a quelli delle normali scintigrafie; sono pertanto necessari, per una buona rilevazione, materiali che presentano un'elevata densità elettronica. Tali materiali devono inoltre produrre molta luce per evento (resa luminosa: *light yield*) e dissiparla rapidamente (*tempo di decadimento*). Materiali con maggiore densità elettronica, oltre a rilevare gli eventi con più efficienza, possono essere costruiti di minore spessore (rendendo più precisa la definizione della posizione dell'evento rilevato dal cristallo). Un tempo di decadimento breve consente invece di ridurre la finestra temporale (e quindi la probabilità di rilevare eventi *random*) ed è necessaria per effettuare la correzione per il tempo di volo.

L'ortogermanato di bismuto è stato per molto tempo il materiale più utilizzato per costruire i cristalli (ed è quindi presente in molti tomografi tuttora in uso), dato che presenta un elevato coefficiente di attenuazione lineare ed elevata densità elettronica (e quindi elevata efficienza di rilevazione), ma è comunque gravato da una bassa resa luminosa e da un lungo tempo di decadimento (con conseguente peggioramento della risoluzione spaziale ed energetica). I cristalli più moderni come l'LSO (ortosilicato di lutezio), il LYSO (ortosilicato di lutezio-ittrio) e il GSO (ortosilicato di gadolinio) presentano invece una buona efficienza di rilevazione, unita a una migliore resa luminosa ed a un minor tempo di decadimento[4].

Correzione per il tempo di volo

I tomografi più moderni possono produrre immagini utilizzando la *correzione per il tempo di volo* (*Time of Flight* o *TOF*, in inglese). Questa correzione tiene conto di quale dei due fotoni di coincidenza raggiunge per primo il rilevatore per determinare in modo più preciso in che punto è avvenuto l'evento di annichilazione (nei tomografi classici, la probabilità di un evento è invece uniforme lungo tutta la LOR). Per poter effettuare questa correzione, oltre a software dedicato, è necessario possedere anche dei rilevatori con cristalli dotati di tempi di scintillazione molto rapidi, inferiori al nanosecondo[5].

Ricostruzione delle immagini

L'insieme dei dati grezzi rilevati dalla macchina costituisce il *sinogramma* (per ogni LOR è indicata la distanza dall'asse del tomografo e 2 angoli di inclinazione nello spazio 3D). Questi dati devono essere corretti prima di ottenere le immagini definitive. Le correzioni abituali sono per lo *scatter*, per il tempo morto, per l'uniformità ed eventualmente per l'attenuazione fotonica. Esistono 3 tipi di sinogramma, che differiscono per la modalità di ottenimento dei dati. Se i dati sono ottenuti con un'acquisizione 2D gli eventi sono registrati per piani singoli, separati dai setti. Le "fette" di questo tipo di immagini non sono dotate quindi di spessore definito. Nelle immagini 3D *Multi-Slice* immagini tridimensionali sono invece ricavate sovrapponendo fette contigue, mentre applicando la modalità *3D Positron Volume Imaging PET* (3D-PVI) le immagini 3D sono ottenute considerando LOR provenienti da tutte le direzioni (in questo caso le immagini finali saranno costituite da *voxel*).

La ricostruzione delle immagini è effettuabile con 2 tipi di algoritmi: *analitici* o *iterativi*[6].

Algoritmi analitici

L'algoritmo analitico più utilizzato è la retroproiezione filtrata, che è caratterizzato da un'esecuzione rapida e semplice; ma è gravato da un'alta rumorosità delle immagini (specie nelle zone con un numero basso di conteggi) e dalla presenza di *artefatti "a stella"* (specie nelle zone con un numero elevato di conteggi)[7].

Algoritmi iterativi

Si basano sull'utilizzo di metodi statistici per la stima dell'attività e forniscono immagini migliori rispetto a quelli precedenti (con molto meno rumore e senza artefatti "a stella"). Come particolare caratteristica hanno la possibilità di utilizzare durante l'elaborazione informazioni aggiuntive sullo strumento in uso (modellizzazione). Il loro principale difetto è che per il loro utilizzo serve una potenza di calcolo molto maggiore (ma questo, con l'evoluzione dell'hardware dedicato alla ricostruzione, non è più un problema).

L'algoritmo di questo tipo più utilizzato in clinica è l'EM (*Expectation Maximization*) nella sua forma più "veloce", l'OSEM (*Ordered Subset Expectation Maximization*). Mediante quest'ultimo algoritmo i dati sono divisi in sottoinsiemi (*subset*) che vengono rielaborati più volte. Maggiore è il numero dei *subset* e più veloce sarà questo tipo di elaborazione, ma nel contempo la qualità dell'immagine finale peggiora se questi sono troppi[7].

Prestazioni

Risoluzione spaziale

Nelle immagini PET è limitata sia da fattori di tipo *intrinseco* (quindi dipendenti dalla fisica del fenomeno sfruttato, cioè l'annichilazione dei positroni) sia da fattori *tecnologici* dipendenti da limiti delle macchine.

Fattori intrinseci

Il positrone, una volta emesso, percorre una certa distanza prima di annichilire, che è tanto maggiore quanto più alta è la sua energia. Questo porta inevitabilmente a una degradazione della risoluzione spaziale delle immagini (denominata *effetto range*). Per il ^{18}F questo errore è pari a circa 2 mm. Un 'altro fattore di errore è la *deviazione angolare* delle coppie di fotoni. L'emissione infatti non è mai perfettamente *antiparallela* (con un angolo preciso di 180°), ma tende ad avere un margine di errore (che in acqua è pari a circa 0,5°). Questo porta a una perdita di risoluzione spaziale che aumenta all'aumentare della distanza fra i rilevatori e la sorgente di emissione (circa 2,2 mm per ogni metro)[8].

Fattori tecnologici

La dimensione finita degli elementi del *block detector* contribuisce ovviamente a determinare la risoluzione dello strumento, così come lo spessore dei cristalli di scintillazione, che può portare a interazioni a differenti profondità nel cristallo, con conseguente errore nella determinazione della posizione dell'evento nel *block detector*; tale errore è detto *di parallasse* ed è a volte limitato dividendo il cristallo scintillatore in 2 strati. Esiste anche l'*errore di codifica*, dovuto a una non perfetta localizzazione della posizione di un evento nell'ambito del *block detector* dovuta solo a limiti tecnologici del sistema di rilevazione[9].

Effetto volume parziale

In medicina nucleare è spesso necessario ottenere dei valori *quantitativi* che indicano quanto il radiofarmaco si è accumulato nei tessuti. Di norma il numero di conteggi rilevati dal tomografo è direttamente proporzionale all'attività presente nel tessuto, ma questa affermazione non è più valida se si considerano elementi più piccoli di 2 volte la risoluzione spaziale minima dello strumento. L'errore dovuto a questo fenomeno è denominato *effetto volume parziale* e porta a una perdita di conteggi proporzionale alle dimensioni del target studiato (che visivamente si traduce in una perdita di contrasto fra elementi piccoli). Per valori che vanno da 1 a 2 volte la risoluzione minima dello strumento è possibile correggere i conteggi per questo errore grazie a curve misurate sperimentalmente (*"curve di recupero"*)[10].

Correzione per l'attenuazione

Questa correzione è sempre necessaria per ottenere dati quantitativi attendibili dalle immagini (in quanto il corpo umano tende ad assorbire i fotoni emessi, specie se il punto di emissione è localizzato molto internamente al corpo, portando a un drastico calo dei conteggi che aumenta con la profondità e la densità del mezzo attraversato).

La stima dell'attenuazione per ogni LOR è effettuabile usando una scansione trasmissiva. Questa può essere effettuata in modo semplice usando una sorgente di fotoni gamma da 511 keV (ad esempio di gallio-68) o di cesio-137 (con energia simile, pari a 662 keV) che viene fatta interagire coi rilevatori dopo avergli fatto attraversare il corpo del paziente; tuttavia tali medodiche sono state abbandonate e sostituite con scansioni TC (che di fatto sono esse stesse mappe di attenuazione fotonica, col vantaggio di fornire anche informazioni cliniche rilevanti, oltre che aiutare nella localizzazione degli accumuli di radiofarmaco mediante l'imaging ibrido PET-TC). È possibile usare anche immagini RM per lo stesso scopo, ma dato che l'intensità RM non è mai funzione della radiotrasparenza dei tessuti è necessario in tali casi usare dei modelli matematici per la stima delle mappe di attenuazione[11].

Correzione per l'attenuazione mediante immagini TC

Rispetto alle vecchie metodiche, le immagini TC forniscono immagini molto meno rumorose e in maniera molto più veloce, ma lo fanno utilizzando fotoni con un'energia molto più bassa di quelli generati dai fenomeni di annichilazione. Dato che la differenza di attenuazione fra differenti energie dei fotoni gamma non è lineare si utilizzando differenti coefficienti di conversione per differenti range di unità Hounsfield rilevati dalla TC. Tale correzione in generale funziona, ma può dare risultati errati in presenza di materiali con elevato numero atomico (oggetti metallici, come ad esempio le protesi), portando ad artefatti nell'immagine non correggibili (e che devono essere interpretati come tali dal medico-nucleare, magari ricorrendo a immagini non corrette per l'attenuazione come aiuto)[12].

Eliminazione del rumore

I conteggi "veri" rilevati dalla macchina sono quelli che corrispondono a un reale evento di annichilazione, tuttavia è possibile anche rilevare conteggi "falsi" dovuti a eventi in cui almeno uno dei due fotoni è stato deviato per un'interazione Compton con il mezzo attraversato (evento *scattered*) oppure dovuti a 2 eventi differenti che hanno portato i loro fotoni a interagire "per caso" nell'ambito della finestra temporale agli estremi del rilevatore (eventi *random*). Mentre gli eventi true e scattered sono dovuti a eventi di annichilazione (sono pertanto denominati eventi *prompt*, cioè "immediati") questo non è vero per gli eventi random. La quantità di eventi prompt varia linearmente con l'attività somministrata al paziente, mentre il rateo di eventi veri su scattered no. Inoltre gli eventi scattered portano a un degrado della risoluzione spaziale dell'immagine. Il miglior modo per filtrare gli eventi scattered è quello di scegliere un'adeguata finestra energetica di rilevazione (che escluda i fotoni che hanno perso energia per effetto Compton), ma è possibile anche ridurre questi eventi usando una geometria 2D di acquisizione o tramite appositi modelli matematici in grado di stimarne la probabilità e sottrarla al risultato finale mediante algoritmi iterativi. Questi ultimi metodi riescono a sottrarre però solo l'attività dovuta agli eventi scattered, ma non il rumore che questi portano nell'immagine finale.

Gli eventi random sono indistinguibili energeticamente invece dai veri, ma è possibile limitarli progettando tomografi che posseggano finestre temporali ridotte. La quantità di questi eventi aumenta col quadrato dell'attività somministrata, quindi è molto importante se si somministrano attività elevate. Un altro metodo, che consente di stimare gli eventi random e di sottrarli, è di aprire una seconda finestra temporale, molto dopo quella utilizzata per l'acquisizione dei dati e che quindi misuri solo eventi random.

Nei sistemi con geometria 3D è più facile ottenere eventi scattered e random, oltre che incorrere in errori dovuti al tempo morto. Un modo indiretto per misurare la qualità dell'acquisizione in questi casi è la misura del rateo NEC (*Noise Equivalent Count rate*) che indica quanti sono gli eventi veri sul totale per diversi valori di attività nell'immagine. Mediante questa procedura (standardizzata) è possibile ottenere una curva (curva NEC) che mostra la qualità dell'acquisizione per differenti range di attività. Utilizzando questa curva è possibile scegliere l'attività più adatta da utilizzare con il tomografo in proprio possesso (corrispondente al picco della curva)[13].

Imaging ibrido

Il principale vantaggio clinico nell'ottenere immagini ibride PET/CT O PET/MRI è che le immagini ottenute sono perfettamente sovrapposte (quindi ad ogni punto visibile all'immagine TC o RM è associato in modo univoco ad un valore di conteggi in PET). Rispetto quindi a fare una coregistrazione fra le immagini PET e quelle radiologiche ottenute da macchine distinte non si corre il rischio di incorrere in errori di sovrapposizione dovuti a movimenti volontari del paziente e soprattutto involontari (es. peristalsi intestinale, che può spostare le anse intestinali nel peritoneo). L'utilizzo dell'imaging ibrido consente inoltre di eseguire in un solo esame (usando macchine abbastanza performanti ed eventualmente collaborando con un servizio di radiologia) sia

l'indagine PET che quelle TC o RM. In tali casi è opportuno però eseguire le scansioni con mezzo di contrasto dopo quelle PET (quindi eseguire una TC basale, la PET ed infine le scansioni con contrasto) in modo da evitare artefatti nel processo di correzione per l'attenuazione delle immagini PET[14].

Modalità di acquisizione

Le immagini PET possono essere acquisite in modi distinti a seconda del quesito diagnostico per cui l'esame è richiesto. Le modalità disponibili sono:

- acquisizione statica
- acquisizione dinamica
- acquisizione *total body*
- acquisizione *list mode*
- acquisizione *gated*

Prima di far partire l'acquisizione e dopo aver posizionato il paziente sulla macchina, dalla console vanno inseriti i dati identificativi del paziente, la sua massa, l'attività di radiofarmaco somministrata e l'orario di somministrazione (indispensabili per fare misure semiquantitative dell'uptake regionale), l'orientamento del corpo sulla macchina (supino/prono - testa verso l'interno o l'esterno del tomografo) e se le braccia sono tenute sollevate dietro la testa o lungo il corpo. Di solito si fanno sollevare le braccia per ridurre gli artefatti da attenuazione lungo il tronco (in modo da rendere più accurate le immagini a livello di tali regioni, anche perché analizzare gli arti superiori non è sempre così utile in ambito oncologico), tuttavia questi artefatti possono presentarsi acquisendo in questo modo a livello del collo e della testa; in tali casi è possibile rifare scansioni mirate a tali livelli facendo abbassare le braccia.

Successivamente viene acquisita usando la TC o la RM un'immagine *scout* veloce di tutto il corpo,non diagnostica ma utile per controllare di nuovo il posizionamento del paziente sulla macchina e per definire il campo di acquisizione. Fatto questo viene eseguita la scansione TC o RM senza mezzo di contrasto e viene quindi successivamente iniziata la scansione PET tenendo il paziente nella stessa posizione. Protocolli preimpostati sono di solito utilizzati dal tecnico sanitario di radiologia medica per rendere la procedura più veloce e meno soggetta ad errori[15].

Acquisizione statica

È utilizzata per studiare una regione specifica del corpo o uno specifico organo. Di solito acquisizioni di questo tipo durano intorno a 10-15 minuti e sono utilizzate per lo studio del cervello o per eseguire scansioni mirate tardive a specifici distretti corporei dopo aver eseguito un'indagine *total body*; ad esempio per una valutazione nel tempo dei valori di SUV di una lesione sospetta (acquisizione *dual point*) o per verificare se un uptake è dovuto ad accumulo aspecifico di radiofarmaco (es. stasi urinaria in uretere); in tali casi infatti questo cambierà in posizione o intensità nella seconda acquisizione[16].

Acquisizione dinamica

Questa modalità di acquisizione (poco usata in ambito clinico per via dei lunghi tempi richiesti, ma spesso utilizzata in ambito di ricerca scientifica) permette di studiare come il radiofarmaco si accumula nel tempo in uno specifico distretto corporeo, anche dal momento dell'iniezione (che può essere fatta anche col paziente sulla macchina). Le immagini finali saranno quindi dei "fotogrammi" 3D (*frame*) che mostrano come evolve la situazione nel tempo (per tale ragione questo tipo di acquisizione è anche chiamata 4D). Mediante questi protocolli è possibile studiare la farmacocinetica di un radiofarmaco, calcolare valori di flusso locali di questo estremamente precisi (ad esempio questo è utilissimo in ambito cardiologico) oppure effettuare studi molto

accurati sul metabolismo o il legame ai recettori tissutali della molecola somministrata, che possono essere anche sfruttati per studiare la natura di una lesione sospetta (es. benignità vs malignità). Spesso questi dati sono analizzati dopo la loro ricostruzione utilizzando complessi modelli matematici[17].

Acquisizione total body

Questa modalità è quella più spesso utilizzata in ambito clinico per ottenere immagini di tutto il corpo (specie in oncologia). L'acquisizione viene eseguita in tale caso facendo in successione numerose acquisizioni statiche (chiamate in gergo anche "lettini", che hanno un FOV di dimensione definita), interessando in sequenza i vari segmenti del corpo. Per correggere gli artefatti dovuti alla radioattività presente fuori dal campo di ogni vista, i singoli "lettini" sono in parte sovrapposti (in modo da aumentare il numero di conteggi nelle zone di confine, e quindi ridurre il rumore)[18].

Acquisizione list mode

Utilizzando protocolli *list mode* i dati dell'acquisizione sono memorizzati in un sinogramma che successivamente può essere elaborato per ricostruire le immagini in tanti modi diversi (è possibile ad esempio, a partire dagli stessi dati, ottenere immagini statiche o dinamiche). La principale pecca di questa modalità è che richiede molta memoria per salvare tutti i dati[19].

Acquisizione gated

Questa modalità di acquisizione è di norma utilizzata per studiare in maniera più accurata e senza artefatti organi interni in movimento (gating cardiaco, sincronizzato con l'elettrocardiogramma per lo studio del cuore; gating "respiratorio" sincronizzato con appositi sensori che rilevano i movimenti respiratori, per lo studio dei polmoni) I dati acquisiti in questo caso sono divisi in *frame* che a loro volta sono definiti dividendo in parti uguali il movimento periodico registrato dal sensore esterno. I dati a tale scopo possono essere memorizzati o in differenti spazi di memoria per ogni frame o meglio in un sinogramma creato con la metodica *list mode*; quest'ultima strategia consente un maggior controllo sull'acquisizione, evitando di ottenere dati inutilizzabili nel caso il segnale esterno non sia periodico (ad esempio in presenza di fibrillazione atriale se si utilizza un gating cardiaco). Usando la metodica *list mode* infatti gli stessi dati possono essere utilizzati in tali casi per effettuare una ricostruzione non-gated delle immagini. È da tener presente che aumentare il numero dei frame se da un lato permette di correggere meglio per il movimento degli organi del paziente (e quindi ottenere immagini visivamente migliori, oltre che consentire un più preciso studio quantitativo) dall'altro abbassa il numero di conteggi per singolo frame, producendo immagini più rumorose[20].

Controlli di qualità

I documenti NEMA NU 1 (1994) e 2 (2001) definiscono i riferimenti (validi a livello internazionale) validi per i controlli di qualità dei tomografi PET, senza però specificare quali test effettuare e come eseguirli. La definizione di questi infatti varia da tomografo a tomografo ed è definita dal costruttore. Nella maggior parte dei casi i controlli di qualità si eseguono mediante procedure automatizzate e sorgenti radioattive poste in fantocci pieni di acqua[21].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 253-257.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 257-259.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 259-261.

4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 264-265.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 262-263.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 263.
7. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 264.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 266-267.
9. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 267-269.
10. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 269.
11. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 269-271.
12. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 277-278.
13. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 271-274.
14. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 274-275.
15. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 279-280.
16. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 280.
17. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 281-283.
18. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 284.
19. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 284-285.
20. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 285-287.
21. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 289-290.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Tomografo_PET&oldid=118253075"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 26 gen 2021 alle 23:09.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Ciclotrone

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

> **Questa voce o sezione sull'argomento fisica non cita le fonti necessarie o quelle presenti sono insufficienti**.

Un **ciclotrone**, o **acceleratore circolare**, è una macchina usata per accelerare fasci di particelle elettricamente cariche (normalmente ioni leggeri) utilizzando una corrente alternata ad alta frequenza ed alta tensione, in associazione con un campo magnetico perpendicolare. Inventato il 27 gennaio 1930 e perfezionato nel 1932 dal fisico Ernest Orlando Lawrence ed è usato ancora oggi in medicina, principalmente per il trattamento dei tumori. La traiettoria percorsa dalle particelle è a spirale a partire dal centro. Raggiunto il bordo esterno della macchina il fascio fuoriesce ad alta velocità, prossima alla velocità della luce.

Magnete del primo ciclotrone belga (1947).

Indice

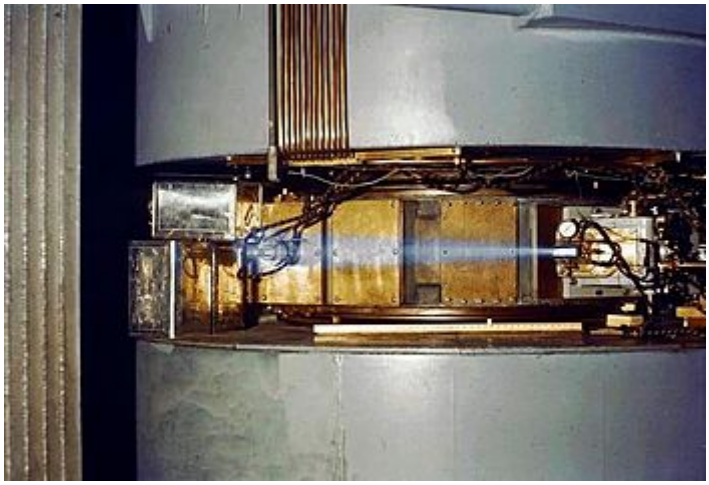
Funzionamento
Principio di funzionamento
Vantaggi
Limiti
Tecnologie derivate
Voci correlate
Altri progetti
Collegamenti esterni

Funzionamento

Il principio sfruttato è la risonanza ionica ciclotronica. All'interno della camera a vuoto circolare sono presenti due elettrodi semicircolari cavi a forma di *D*. I due elettrodi sono come due gusci accostati per le aperture (la parte piatta della *D*). Questi elettrodi possono essere colpiti da particelle spurie che ne causano il riscaldamento e devono essere raffreddati mediante circolazione di acqua in appositi tubi. La camera è posta tra le espansioni polari di un potente magnete, in modo che il campo attraversi il piano su cui giacciono gli elettrodi.

Quando una particella viene introdotta tangenzialmente alla camera, ortogonalmente al campo magnetico, essa viene deviata e mantenuta su un'orbita circolare per effetto della forza di Lorentz. Nel vuoto la particella è libera di ruotare, ma, perdendo lentamente energia (tutte le cariche elettriche, se accelerate, emettono fotoni, detti di Bremsstrahlung), percorre una traiettoria a spirale fino al centro.

Se ora viene applicata una opportuna differenza di potenziale alternata ad alta frequenza tra i due elettrodi, le particelle subiscono un'accelerazione ogni volta che passano nello spazio tra essi. Accelerando, il diametro dell'orbita aumenta, fino a quando il fascio non fuoriesce tangenzialmente dal bordo del dispositivo.



Un ciclotrone da 150 centimetri di diametro del 1939, da cui fuoriesce un fascio di particelle accelerate (protoni e deuteroni) che ionizzano l'aria provocando un bagliore azzurro.

Principio di funzionamento

La forza centripeta che trattiene le particelle nella traiettoria circolare è generata dal campo magnetico trasversale *B* per effetto della forza di Lorentz. L'entità della forza equivale a $B\ q\ v$, per cui:

$$\frac{m \cdot v^2}{r} = B \cdot q \cdot v$$

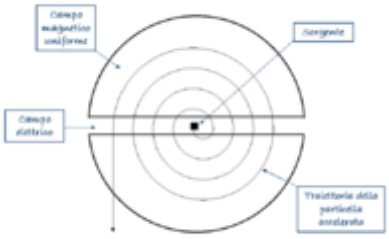
dove *m* è la massa della particella, *q* è la carica, *v* è la velocità e *r* è il raggio della traiettoria.

da cui:

$$\frac{v}{r} = \frac{B \cdot q}{m}$$

poiché *v*/*r* equivale alla velocità angolare ω, si ha:

$$\omega = \frac{B \cdot q}{m}$$



Schema di un ciclotrone.

la frequenza di rotazione è correlata alla velocità angolare secondo la relazione:

da cui, sostituendo ω, si ottiene:

$$f = \frac{B \cdot q}{2 \cdot m \cdot \pi}$$

Si può constatare che per una particella di massa costante la frequenza necessaria è indipendente dal raggio dell'orbita. Mentre il fascio si allarga a spirale la sua frequenza di rotazione non diminuisce, poiché la particella continua ad accelerare, percorrendo la maggiore lunghezza dell'orbita nello stesso tempo.
Quando la particella si avvicina alla velocità della luce la trattazione non relativistica esposta sopra non è più sufficiente, e questo richiede delle correzioni alla frequenza o all'intensità del campo magnetico.

Vantaggi

Il ciclotrone è stato progettato con l'intenzione di superare le limitazioni dell'acceleratore lineare. In questo dispositivo le particelle cariche sono accelerate in linea retta all'interno di un tubo a vuoto contenente una serie di elettrodi cilindrici. A questi elettrodi è applicato un potenziale elettrico alternato in modo che il potenziale successivo alla posizione delle particelle sia sempre attrattivo.

Il magnete di un sincrociclotrone in un centro di protonterapia ad Orsay

All'epoca non era possibile generare onde radio contemporaneamente ad alta frequenza ed alta potenza, per cui gli stadi di accelerazione dovevano essere spaziati tra loro (per avere il tempo di cambiare il potenziale dell'elettrodo prima dell'arrivo della particella) oppure erano necessari più stadi (per compensare la limitata potenza). Per ottenere energie elevate era necessario costruire acceleratori lunghi e oltre un certo limite troppo costosi. Successivamente gli acceleratori lineari poterono disporre di maggiore potenza, ma il ciclotrone è comunque più conveniente.

Anche il ciclotrone presenta alcuni limiti. Il maggiore acceleratore lineare operativo è lo Stanford Linear Accelerator (SLAC), lungo 3,2 km e molto più potente del più grande ciclotrone. Queste elevate prestazioni sono raggiunte anche grazie all'utilizzo di generatori di alta frequenza ad alta potenza, i klystron.
Poiché il ciclotrone accelera le particelle su un percorso circolare, è possibile ottenere lunghi percorsi in poco spazio e può essere alimentato con un unico e relativamente economico sistema elettronico.

Limiti

Nonostante i significativi miglioramenti raggiunti nel tempo, la struttura del dispositivo ne limita la convenienza economica per potenze molto elevate. Il problema principale è che per ottenere energie elevate è necessario incrementare il diametro del tubo, quindi della camera a vuoto, del magnete e dell'intensità del campo prodotto da questo.

Questo limite è stato superato con l'invenzione del **sincrociclotrone** che risolve i problemi causati dagli effetti relativistici e dal sincrotrone che supera il problema della limitatezza del campo magnetico e della dimensione del ciclotrone.

Tecnologie derivate

Il moto spiraleggiante degli elettroni in una camera a vuoto in un campo magnetico è impiegato anche nel magnetron, un dispositivo usato per generare microonde.

Nel sincrotrone le particelle sono fatte correre su una traiettoria di raggio costante, permettendo di realizzare una macchina a forma di tubo (più precisamente toroidale) di grandi dimensioni, più pratica del ciclotrone.

Voci correlate

- Acceleratore di particelle
- Acceleratore lineare
- Risonanza ionica ciclotronica
- Sincrotrone

Altri progetti

- Wikizionario contiene il lemma di dizionario «**Ciclotrone**»
- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **Ciclotrone (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Cyclotrons?uselang=it)**

Collegamenti esterni

- (EN) *IUPAC Gold Book, "cyclotron"*, su *goldbook.iupac.org*.
- *Ciclotrone*, in *Treccani.it – Enciclopedie on line*, Istituto dell'Enciclopedia Italiana.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 20955 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=20955)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Ciclotrone&oldid=114246306"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 9 lug 2020 alle 19:27.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

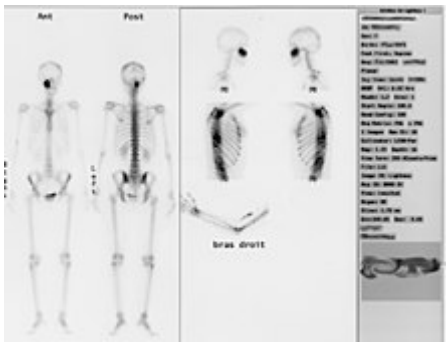
DIAGNOSTICA SCINTIGRAFICA

WIKIPEDIA

Scintigrafia

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia** è un esame di medicina nucleare ottenuto mediante la somministrazione di un tracciante radioattivo che consente l'evidenziazione, a mezzo di particolari strumenti (gamma camera), dell'accumulo preferenziale del tracciante nel tessuto che si intende studiare. I traccianti utilizzati possono essere costituiti da soluzioni saline di radioisotopi o da specifici radiofarmaci costituiti da molecole farmacologicamente attive alle quali viene legato il radioisotopo.



Scintigrafia ossea, dove si è rilevato una lesione al margine destro inferiore dell'orbita oculare.

Indice

Principio di funzionamento
Procedura
Casi d'impiego
Bibliografia
Voci correlate
Altri progetti

Principio di funzionamento

La scintigrafia si basa sulla proprietà fisica di alcuni tipi di cristallo di generare dei fotoni di luce visibile (scintille, da cui il nome di scintigrafia) quando colpiti da radiazioni (X o γ); mediante particolari accorgimenti tecnici quali l'uso di fotomoltiplicatori, gli impulsi luminosi registrati dalla gamma camera vengono trasformati in impulsi elettrici e ricostruiti in forma di immagini digitali su schermo consentendo quindi di rappresentare come immagine la distribuzione del radiofarmaco all'interno del corpo.

Procedura

L'esame, in quanto eseguito mediante l'uso e la somministrazione al paziente di sostanze radioattive non sigillate, viene effettuato esclusivamente nei centri di medicina nucleare previa autorizzazione da parte della fisica sanitaria. La radioattività contenuta nel radiofarmaco, ancorché relativamente limitata, espone il paziente (così come le radiografie e le TC) a radiazioni ionizzanti. Pertanto particolare attenzione deve essere prestata dal medico alla prescrizione dell'esame nei casi in cui ciò sia effettivamente necessario ed è assolutamente da evitare l'esecuzione di un esame scintigrafico in donne in stato di gravidanza accertato.

Non tutti gli esami scintigrafici devono essere eseguiti a digiuno; tuttavia è buona regola riferirsi sempre al medico nucleare per avere tutte le delucidazioni del caso.

Dopo l'iniezione del tracciante è necessario attendere il tempo necessario alla distribuzione nel compartimento d'interesse e questo tempo può variare da alcuni minuti a diverse ore a seconda dell'esame.

L'esame è incruento e indolore se non per l'iniezione per via endovenosa del tracciante.

La generazione delle immagini avviene in tempo reale sul monitor della consolle di acquisizione, ma le immagini spesso necessitano una post-elaborazione che non permette di avere un referto immediatamente.

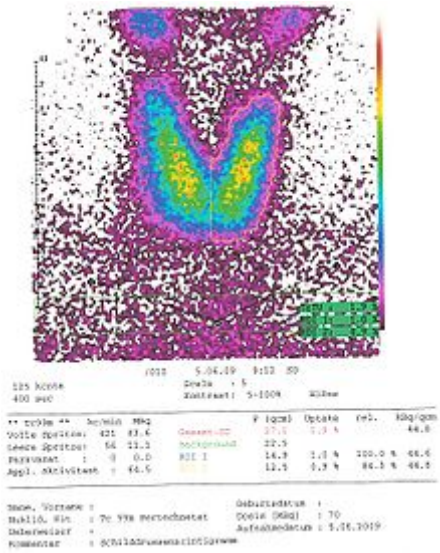
Operazione di acquisizione dell'immagine scintigrafica

Casi d'impiego

La scintigrafia è utile per notizie sul funzionamento di alcuni organi quali il cuore, il polmone o la tiroide, per citare i più comuni, o per il rilevamento di tessuti anomali quali possono essere delle metastasi o ancora per evidenziare una regolare circolazione sanguigna nei vari organi.

Nel caso della scintigrafia ossea i risultati dell'esame rappresentano un'immagine delle ossa che nel caso dello scheletro completo viene definita *total body*. Il radiofarmaco iniettato (difosfonato marcato con tecnezio-99m) si concentra a livello del tessuto osseo in modo proporzionale all'attività osteoblastica locale, quindi il tracciante si concentrerà di più nelle zone interessate da rimodellamento osseo (fratture, traumi, metastasi osteoblastiche/miste).

Altri radiofarmaci principalmente usati sono il (^{99m}Tc-tetrafosmina) nella scintigrafia miocardica, il (^{99m}Tc-pertecnetato) nella scintigrafia tiroidea ed il (^{99m}Tc-DMSA, ossia acido dimercaptosuccinico) nella scintigrafia renale.



Scintigrafia della tiroide

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Voci correlate

- Gamma camera
- SPECT

Altri progetti

- Wikizionario contiene il lemma di dizionario «**scintigrafia**»
- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **scintigrafia (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Scintigraphy?uselang=it)**

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 3501 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=3501)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia&oldid=114420090"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 19 lug 2020 alle 20:31.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Tomografia a emissione di fotone singolo

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **tomografia ad emissione di fotone singolo**, meglio conosciuta con l'acronimo **SPECT** (dall'inglese ***Single Photon Emission Computed Tomography***), è una tecnica tomografica di *imaging* medico della medicina nucleare che adopera una radiazione ionizzante, i raggi gamma.

È molto simile all'*imaging* "planare" (scintigrafia) della medicina nucleare convenzionale, per il fatto che adopera una gamma camera, ma è anche in grado di fornire veri dati biotopologici in 3D: questa informazione viene tipicamente presentata come sezioni assiali "a fetta" del paziente, ma la potente elaborazione delle immagini computerizzata può facilmente riformattarle in sezioni sagittali o coronali, oppure, a seconda delle necessità, manipolarle con tecniche di sottrazione di alcune strutture e con la ricostruzione perfettamente roteabile della struttura isolata da studiare.

Tomografia a emissione di fotone singolo

Procedura diagnostica

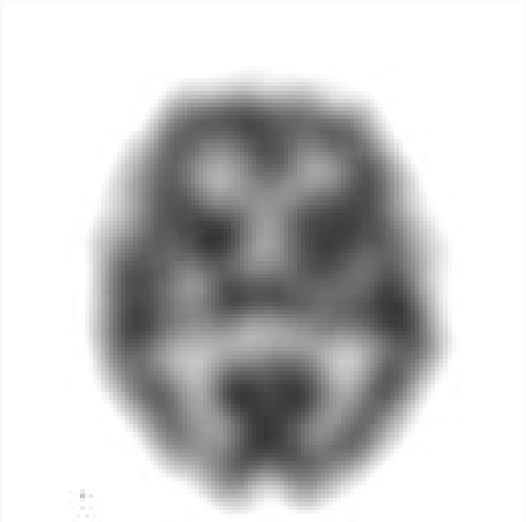


Immagine di un encefalo ottenuta tramite SPECT

Tipo	Esame di medicina nucleare
Anestesia	No
ICD-9-CM	92.0 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=92.0&Submit=Search&action=search) e 92.1 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=92.1&Submit=Search&action=search)
MeSH	D015899 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D015899)

Indice

Principi
- Ricostruzione

Applicazioni
- Neuroimaging funzionale
- Acquisizione *gated*, sostituto della coronarografia
- Applicazioni nell'industria nucleare

Note

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

Principi

Il cosiddetto *imaging SPECT* viene eseguito adoperando una gamma camera per acquisire molteplici proiezioni 2D da molteplici angoli. La metodica necessita della pregressa somministrazione di un radiofarmaco che permette la distribuzione di un radionuclide nel corpo del paziente. La distribuzione di questo radiofarmaco è variabile in base alle condizioni fisiopatologiche del paziente e del tipo di sostanza utilizzata. In seguito all'acquisizione delle viste, un computer viene impiegato per eseguire un algoritmo di ricostruzione tomografica partendo dalle numerose proiezioni, dando luogo ad un dataset 3D.

Questo insieme di dati può essere in seguito manipolato, per mostrare sezioni sottili lungo qualsiasi asse del corpo , con elaborazioni simili a quelle di altre tecniche tomografiche, come l'imaging a risonanza magnetica, la tomografia computerizzata, e la PET.

Gamma camera Siemens E.Cam SPECT

Dal momento che l'acquisizione delle immagini fatta dalla SPECT è molto simile alla scintigrafia, si possono utilizzare gli stessi radiofarmaci. Se le immagini scintigrafiche dovessero risultare inconcludenti riguardo alla presenza o assenza di patologia, è possibile il passaggio del paziente alla macchina SPECT (oppure la riconfigurazione della camera, quando possibile) senza la necessità di ulteriori somministrazioni di radiofarmaci.

Per captare immagini SPECT, la gamma camera viene ruotata attorno al paziente. Le diverse proiezioni vengono ottenute in punti definiti durante la rotazione, tipicamente ogni 3-6°. In molti casi si esegue una rotazione di 360°, che permette di ottenere una ricostruzione 3D ottimale. Il tempo necessario per ottenere ogni proiezione è variabile, ma è tipica una durata di 15-20 secondi. Questo comporta un tempo totale di scansione di circa 15-20 minuti.

Alcune gamma camere sono multi-presa, permettono l'acquisizione di più viste contemporaneamente, risultando più rapide. Una camera quindi doppia può essere utilizzata posizionando i due obiettivi a 180° di distanza, allo stesso modo utilizzando gamma camere triple, con distanza tra gli obiettivi di 120°.

Ricostruzione

Le immagini ricostruite hanno generalmente una risoluzione di 64×64 o 128×128 pixel, con pixel di dimensioni che possono variare tra i 3 e i 6 mm. Il numero di proiezioni acquisite è scelto in modo da essere approssimativamente uguale all'ampiezza dell'immagine risultante. In generale, le immagini ricostruite risultanti saranno di minore risoluzione, avranno un rumore maggiore rispetto alle immagini planari e saranno suscettibili di artefatti.

La scansione richiede tempo ed è essenziale che durante il processo di acquisizione il paziente non si muova. I movimenti possono causare un significativo deterioramento dell'immagine ricostruita, anche se le tecniche di ricostruzione dell'immagine che compensano il movimento stesso possono venire in aiuto in questo senso. Pure, una distribuzione altamente irregolare del radio farmaco può essere causa potenziale di artefatti. (Questa è una limitazione dell'algoritmo di ricostruzione di retro proiezione filtrata. La ricostruzione iterativa è un algoritmo alternativo che sta prendendo sempre maggior piede, in quanto meno sensibile agli artefatti ed in grado anche di correggere per attenuazione).

L'attenuazione dei raggi gamma all'interno del corpo può portare a una significativa sottostima dell'attività dei tessuti profondi se confrontati con i tessuti superficiali. Una correzione per approssimazione è possibile, basandosi sulla posizione relativa dell'attività. Tuttavia, una correzione ottimale si ottiene misurando i valori di attenuazione. Gli strumenti SPECT moderni sono dotati di scanner a raggi X per la TC. Dato che le immagini a raggi x risultanti dalla TC rappresentano una mappa di attenuazione dei tessuti, questa informazione può essere incorporata nella ricostruzione SPECT per la correzione per attenuazione. Essa fornisce inoltre un'immagine TC con ulteriori informazioni anatomiche.

Applicazioni

La SPECT può essere utilizzata per completare qualsiasi studio di gamma *imaging*, in cui una reale rappresentazione 3D può essere utile, come ad esempio *imaging* tumorale, *imaging* di infezioni (leucociti), *imaging* della tiroide, *imaging* delle ossa.

Dato che la SPECT permette un'accurata localizzazione nello spazio 3D, può essere utilizzata per fornire informazioni sulle funzioni localizzate degli organi interni, come ad esempio la funzionalità cardiaca o l'*imaging* del cervello.

Neuroimaging funzionale

In generale, il tracciante gamma-emittente utilizzato nel neuroimaging funzionale è il ^{99m}Tc-HMPAO (^{99m}Tc-esametil-propilene-amino-ossima), anche chiamato ^{99m}Tc-esametazima. Il ^{99m}Tc è un isomero nucleare metastabile in grado di emettere raggi gamma rilevabili da una gamma camera. Quando è unito ad un HMPAO, il ^{99m}Tc può essere assorbito dal tessuto cerebrale in maniera proporzionale al flusso di sangue, cosicché il flusso sanguigno cerebrale possa essere rilevato dalla gamma camera nucleare.

Dato che il flusso sanguigno nel cervello è strettamente correlato al metabolismo locale e all'energia utilizzata dal cervello, il tracciante ^{99m}Tc-HMPAO (così come il similare ^{99m}Tc-ECD) è utilizzato per rilevare il metabolismo cerebrale regione per regione, nel tentativo di diagnosticare e differenziare le diverse cause patologiche della demenza. Metanalisi di molti studi suggeriscono che la SPECT con questo tracciante abbia una sensibilità pari al 74% nella diagnosi della malattia di Alzheimer, contro l'81% di sensibilità dell'esame clinico (test cognitivi, ecc.). Studi più recenti hanno mostrato un'accuratezza della SPECT nella diagnosi di Alzheimer pari all'88%. Nella metanalisi, la SPECT risultava essere superiore all'esame clinico e ai criteri clinici (91% contro 70%) nella capacità di differenziare la malattia di Alzheimer dalle demenze vascolari. Quest'ultima capacità si riferisce all'imaging SPECT del metabolismo locale del cervello, in cui la perdita di metabolismo corticale rilevata negli *stroke* multipli differisce chiaramente dalla più irregolare o “liscia” perdita di funzioni corticali non occipitali tipica della malattia di Alzheimer.

Acquisizione *gated*, sostituto della coronarografia

Acquisizioni gated cardiache, che sostituiscono l'altamente invasiva coronarografia (mezzo di contrasto rilasciato direttamente nella radice aortica, in corrispondenza degli osti coronarici, risalendo arterie iliache e aorta), sono possibili con la SPECT, proprio come tramite tecniche di *imaging* planari come lo MUGA. Innescata dall'ECG per ottenere informazioni differenziali sul cuore in varie parti del suo ciclo, SPECT *gated* miocardiche possono essere utilizzate per ottenere informazioni quantitative sulla perfusione miocardica, lo spessore e la contrattilità del miocardio durante le varie fasi del ciclo cardiaco; ma anche per permettere il calcolo della frazione di eiezioni ventricolare sinistra, il volume dello *stroke* e la gittata cardiaca.

Applicazioni nell'industria nucleare

Nel settore dell'energia nucleare, la tecnica della SPECT può essere impiegata per tracciare la distribuzione dei radioisotopi nel combustibile nucleare precedentemente irraggiato[1]. A seguito dell'irraggiamento del combustibile nucleare (e.g. l'uranio) da parte dei neutroni in un reattore nucleare, una vasta gamma di radionuclide gamma-emittenti sono prodotti all'interno del combustibile, sia come prodotti di fissione (cesio-137, bario-140 ed europio-154) che come prodotti d'attivazione (cromo-51 e cobalto-58). Questi possono essere visualizzati usando la SPECT con l'obiettivo di verificarne la presenza nelle barre di combustibile immagazzinate nei depositi nucleari per i controlli di sicurezza IAEA, per validare i risultati di codici di simulazione del nocciolo[2], o studiare il comportamento del combustibile nucleare durante la normale funzionamento[3] o in codizioni di incidente[4].

Note

1. ^ (EN) Staffan Jacobsson Svärd, *A Tomographic Measurement Technique for Irradiated Nuclear Fuel Assemblies* (PDF), su *uu.diva-portal.org*, 2004.
2. ^ (EN) Staffan Jacobsson Svärd, Ane Håkansson e Anders Bäcklin, *Nondestructive Experimental Determination of the Pin-Power Distribution in Nuclear Fuel Assemblies*, in *Nuclear Technology*, vol. 151, n. 1, 2005-7, pp. 70–76, DOI:10.13182/NT05-A3632. URL consultato il 19 marzo 2019.
3. ^ (EN) P. Andersson e S. Holcombe, *A computerized method (UPPREC) for quantitative analysis of irradiated nuclear fuel assemblies with gamma emission tomography at the Halden reactor*, in *Annals of Nuclear Energy*, vol. 110, 2017-12, pp. 88–97, DOI:10.1016/j.anucene.2017.06.025. URL consultato il 19 marzo 2019.
4. ^ (EN) B. Biard, *Quantitative analysis of the fission product distribution in a damaged fuel assembly using gamma-spectrometry and computed tomography for the Phébus FPT3 test*, in *Nuclear Engineering and Design*, vol. 262, 2013-9, pp. 469–483, DOI:10.1016/j.nucengdes.2013.05.019. URL consultato il 19 marzo 2019.

Voci correlate

- Gamma camera
- Scintigrafia
- Medicina nucleare
- Neuroimaging funzionale

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **tomografia a emissione di fotone singolo (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Single-photon_emission_computed_tomography?uselang=it)**

Collegamenti esterni

- *Nuclear Medicine Information*, su *nucmedinfo.com*.
- GE HealthCare (http://www.gehealthcare.com/usen/fun_img/nmedicine/hawkeye/index.html,), Philips (http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/precedence/features/), Siemens (https://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay?productId=138597&storeId=10001&langId=-1&catalogId=-1&catTree=100001,12788,12756*4237961997&level=0) - Major manufacturers of SPECT scanners
- ISAS (Ictal-Interictal SPECT Analysis by SPM) (http://spect.yale.edu) - Yale University

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Tomografia_a_emissione_di_fotone_singolo&oldid=118684934"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 15 feb 2021 alle 20:00.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia miocardica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

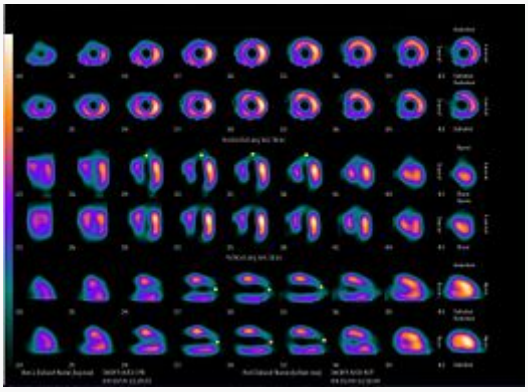
La **scintigrafia miocardica** è un esame diagnostico che viene utilizzato per cercare possibili anomalie nella perfusione del miocardio sotto stress (con opportuni test di provocazione) e a riposo. Il maggior campo di utilizzo riguarda la cardiopatia ischemica (infarto del miocardio, *angina pectoris*) dove serve spesso per fornire indicazioni all'esecuzione di una coronarografia, e se necessario di un'angioplastica coronarica; ma è utilizzata anche per altre indicazioni cardiologiche. Per comprendere meglio l'argomento, è bene leggere anche le voci circolazione coronarica, infarto miocardico e cuore.

Indice

- **Test provocativi**
  - Test da sforzo
  - Test con dipiridamolo e con adenosina
  - Test con dobutamina
- **I traccianti**
  - ^{201}Tl-Cl
  - Traccianti tecneziati
- **Acquisizione delle immagini**
  - Acquisizione *gated* ECG
  - Correzione per l'attenuazione ed artefatti
  - Gamma camere cardiodedicate
  - Quadri patologici e normali
- **Accuratezza della SPECT miocardica**
  - Confronto con l'ECG sotto sforzo
  - Presenza o assenza di malattia coronarica
  - Prognosi e rischio cardiovascolare
- **Ricerca del miocardio vitale**
- **Altre tecniche scintigrafiche**
  - Angiocardioscintigrafia all'equilibrio
    - Accuratezza della tecnica
  - Scintigrafia con marcatori di necrosi
  - Scintigrafia con MIBG per lo studio dell'innervazione cardiaca
- **Altre indicazioni cliniche**
  - Cardiopatia ipertensiva

Scintigrafia miocardica

Procedura medica



Scintigrafia miocardica che evidenzia un difetto di perfusione in sede antero-apicale. La scintigrafia miocardica di perfusione gioca un ruolo importante nella valutazione non invasiva della malattia arteriosa coronarica.

Tipo	diagnostica medico nucleare
Anestesia	no
Classificazione e risorse esterne	
ICD-10	C22G
MeSH	D055414 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D055414)

- Cardiomiopatie
  - Cardiomiopatia dilatativa
  - Cardiomiopatia ipertrofica
  - Cardiomiopatia restrittiva
- Tossicità cardiaca da chemioterapia
- Trapianto cardiaco
- Patologie valvolari
- Cardiopatie congenite
  - Shunt destro sinistro
  - Shunt sinistro destro
  - Valutazione cardiaca

Note

Bibliografia

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

Test provocativi

Sono test che permettono lo studio della riserva coronarica, cioè della capacità dei vasi coronarici di compensare a un aumento delle richieste metaboliche mediante un aumento del flusso ematico (il cuore estrae tutto l'ossigeno disponibile già a riposo, quindi per fornirne una quota aggiuntiva l'unica soluzione possibile è aumentare il flusso). La scintigrafia miocardica consente di rilevare non solo l'entità di tale parametro, ma anche le sedi cardiache in cui questo è alterato e la reversibilità di suddette alterazioni a riposo. Il test di provocazione più immediato da eseguire è il test da sforzo; condotto facendo eseguire al paziente uno sforzo fisico (ad esempio facendolo pedalare in una *cyclette*), ma a volte questo non può essere praticato. In tali casi esiste la possibilità di *simulare* lo sforzo fisico mediante la somministrazione di alcuni farmaci, che provocano un aumento del flusso coronarico anche in condizioni di riposo. Il farmaco usato più spesso in questi casi è il dipiridamolo, ma si possono usare anche l'adenosina, il regadenoson (un agonista selettivo dei recettori A2A dell'adenosina) e la dobutamina. La stanza dove vengono eseguiti questi test è munita in ogni caso di attrezzatura da pronto soccorso da utilizzare in caso di pericolo per il paziente.[1]

Test da sforzo

SI esegue facendo eseguire al paziente uno sforzo che viene man mano incrementato. Lo sforzo aumenta la domanda di ossigeno cardiaca e questa provoca un aumento del flusso coronarico. Se possibile, il test andrebbe eseguito in maniera tale da esplorare adeguatamente questo parametro (in tal caso si dice che lo sforzo è stato *massimale*). Per definire questo limite esistono dei valori di frequenza cardiaca specifici per l'età del paziente; nel test *massimale* viene raggiunto almeno l'85% del valore cercato (220 − età del paziente [anni]) senza comparsa di sintomi o segni di ischemia, senza calo della pressione sistolica <20 mmHg dal valore basale o di modificazioni dell'elettrocardiogramma. Se il test non raggiunge tale soglia, la sua sensibilità diminuisce. Raggiunto il massimo sforzo, questo viene mantenuto per almeno 90 secondi dopo la somministrazione del radiofarmaco *[vedi dopo]*. Questo lasso di tempo consente il crearsi della differenza di flusso fra le aree ischemiche e quelle sane. Per eseguire adeguatamente il test, è necessario che il paziente abbia sospeso le terapie con beta bloccanti a lunga emivita per 4 giorni, con beta bloccanti a breve emivita e/o calcio antagonisti per 48 ore e 24 ore per i nitrati. In quanto questi farmaci possono alterare le immagini. Il differente tempo di sospensione è dovuto alle differenze di emivita di queste molecole. La terapia con questi

farmaci viene comunque mantenuta nel caso serva a proteggere il paziente durante il test. Questo test è sempre quello di prima scelta, in quanto è quello che più simula la realtà clinica del paziente. In alcuni casi può non essere eseguito; ad esempio se il paziente non è in grado di muoversi (o pedalare), così come nel caso questo non collabori, presenti aneurisma dell'aorta o *claudicatio intermittens*, oppure nei casi in cui non si raggiunga un buon *end point*. Altresì non si può eseguire nel caso l'elettrocardiogramma non sia valutabile (come nei portatori di pacemaker o in pazienti affetti da blocco di branca sinistro) In caso di malattia multivasale può verificarsi il fenomeno della *stenosi dominante*. In sostanza l'esame in tali casi consentirà di distinguere solo la stenosi di grado maggiore (denominata *culprit lesion*), nascondendo le altre in quanto questa mostrerà prima i segni della sua presenza, facendo interrompere il test.[2]

tipologia di farmaci	tempo di sospensione
beta bloccanti a lunga emivita:	4 giorni
calcio antagonisti e beta bloccanti a breve emivita:	48 ore
nitrati:	24 ore

controindicazione	controindicazioni (assolute e relative) al test
terapia coronaroattiva non sospesa (con sospensione pianificata, vedi tabella sopra)	ha effetto su tutti i test: betabloccanti abbassano la frequenza cardiaca e inibiscono l'azione della dobutamina, i nitrati e i calcioantagonisti provocano dilatazione arteriolare e alcuni di questi (es. verapamil) influenzano anche la contrattilità miocardica.
impossibilità ad eseguire lo sforzo[3]	test da sforzo
impossibilità a raggiungere l'*end-point* previsto sotto sforzo o *claudicatio intermittens*	test da sforzo
elettrocardiogramma di base non valutabile[4]	test da sforzo
stenosi o aneurisma dell'aorta	test da sforzo e dobutamina
ipertensione mal controllata	test da sforzo e dobutamina
Asma o BPCO	dipiridamolo ed adenosina
glaucoma ed ipertrofia prostatica	dobutamina
blocco atrio-ventricolare	dipiridamolo ed adenosina
forte ipotensione (<100 mmHg)	dipiridamolo ed adenosina
assunzione di derivati teofillinici[5]	dipiridamolo ed adenosina
evento ischemico cerebrale recente e grave arteriosclerosi carotidea	dipiridamolo ed adenosina
gravi aritmie in anamnesi	dobutamina

Test con dipiridamolo e con adenosina

Questi test esplorano la riserva coronarica senza aumentare la domanda di ossigeno, in pratica questi farmaci provocano un globale aumento di flusso in tutti i distretti tranne in quelli coi vasi afferenti stenotici (il meccanismo di base è lo stesso nei due casi e consiste in una vasodilatazione indotta dall'adenosina che agisce sull'endotelio vasale. Il dipiridamolo, essendo un inibitore del *reuptake* della sostanza precedente, agisce con analogo effetto). Le immagini quindi mostreranno le aree stenotiche come relativamente meno perfuse delle altre. Questa tipologia di esame ha il notevole vantaggio di non provocare ischemia da aumentata domanda al contrario del test da sforzo (può comunque provocare ischemia "da furto", dovuta al fatto che i vasi dilatati, aumentando il proprio afflusso di sangue, possono privarne le aree stenotiche). Il fenomeno del furto può avvenire sia "verticalmente" (col subendocardio meno perfuso delle aree più superficiali) sia orizzontalmente per deviazione del flusso verso aree a più bassa resistenza. Altro vantaggio di questa tipologia di test è quella di risentire in maniera differente (vedi tabella) della terapia coronaroattiva, così come essere meno influenzato del fenomeno della stenosi dominante descritto prima. Alla fine del test viene somministrata aminofillina al paziente come antidoto al dipiridamolo, in modo da bloccarne gli effetti. Le controindicazioni sono: asma e BPCO (in quanto questi farmaci influenzano i beta agonisti somministrati per trattare queste patologie), un evento ischemico cerebrale recente (la vasodilazione indotta dal farmaco avviene anche a livello cerebrale), il blocco atrio-ventricolare (perché viene accentuato da questi farmaci), una forte ipotensione (<100 mmHg). Nel caso vengano somministrati questi farmaci è anche opportuno che il paziente non assuma teofillina (contenuta nel tè) o sostanze simili come la caffeina contenuta nel caffè così come nel cioccolato (anche le poche tracce presenti nel prodotto "decaffeinato" possono disturbare i risultati dell'esame).[6]

Test con dobutamina

È un test utilizzato nel caso i pazienti non possano eseguire i due precedenti. Si esegue somministrando la dobutamina che ha effetto inotropo positivo a basse dosi (aumenta la contrattilità cardiaca in quanto è un simpaticomimetico) mentre ad alte dosi aumenta la frequenza cardiaca ed agisce da vasocostrittore. Se necessario si somministra anche atropina (un parasimpaticolitico) così da accentuarne l'effetto. Gli antidoti utilizzati più spesso sono l'atenololo e il propranololo (simpaticolitici). Questo test è simile al test da sforzo, infatti l'aumento della perfusione è provocato da un aumento della domanda di ossigeno cardiaca. Questo farmaco in alcuni soggetti può dare crisi ipertensive o aritmie, quindi è sempre consigliato un attento monitoraggio del paziente, inoltre questo test non è preferibile nei pazienti affetti da glaucoma o ipertrofia prostatica in quanto i farmaci usati per trattare tali patologia inibiscono l'azione dell'atropina.[7]

I traccianti

I traccianti sono sostanze radioattive con differenti caratteristiche che dipendono dalla loro struttura chimica. Nella scintigrafia miocardica questi composti vengono iniettati al paziente e, una volta arrivati al cuore, vengono captati (con differenti meccanismi) dalle cellule cardiache. Di conseguenza, tale captazione sarà direttamente proporzionale al flusso ematico che raggiunge tali cellule. Queste sostanze sono: il tallio 201 cloruro e i traccianti tecneziati.[8]

^{201}Tl-Cl

Si ritiene che il tallio-201 entri nelle cellule pompato attivamente nel citosol tramite la pompa sodio-potassio – entra "mimando" il potassio (K^+), in quanto di norma lo ione talloso ha una carica positiva. La captazione è influenzata sia dal flusso ematico regionale sia dalla vitalità del tessuto cardiaco (in quanto la pompa sodio-potassio richiede ATP per funzionare) Mimando il potassio, questo ione una volta trasportato nella cellula, può anche uscire dopo un po' di tempo, fino al raggiungimento di uno stato di equilibrio col liquido extracellulare. Questa caratteristica consente di valutare la riserva coronarica in un'unica somministrazione fatta subito dopo il test di provocazione (al contrario dei traccianti tecneziati). Dapprima infatti si osserverà accumulo del farmaco in tutte le aree irrorate – le aree necrotiche, senza vascolarizzazione significativa, non capteranno nulla –,

mentre successivamente il fenomeno della ridistribuzione descritto prima farà in modo – nei tessuti ben irrorati – che il farmaco da questi venga portato via, lasciando captanti le aree con stenosi in cui questo processo è più lento. Tuttavia, nonostante questi vantaggi, i traccianti tecneziati sono anche molto usati in quanto il tallio non è sempre disponibile in urgenza, inoltre presenta caratteristiche farmacocinetiche, di energia del fotone gamma emesso e di emivita non ottimali.

Traccianti tecneziati

Sono molecole che incorporano al loro interno un atomo di tecnezio-99m radioattivo. Le principali utilizzate sono il sestamibi e la tetrafosmina. Anche queste molecole hanno una carica positiva, ma si accumulano nel miocardio con un meccanismo differente dal tallio, sono in grado di attraversare la membrana plasmatica dei miocardiociti per diffusione passiva e per gradiente elettrochimico, e successivamente di accumularsi nella superficie dei mitocondri carica negativamente sfruttando la loro carica positiva. Una volta dentro, al contrario del tallio, queste molecole rimangono intrappolate; quindi è impossibile fare studi di perfusione con un'unica somministrazione. Il farmaco viene quindi somministrato 2 volte, in protocolli che possono essere a singola o a doppia giornata, a seconda del centro entro cui sono eseguiti. Esistono comunque altri traccianti neutri in grado di accumularsi a livello mitocondriale, probabilmente tramite interazione diretta con qualche componente di questi organelli cellulari.

Acquisizione delle immagini

Per ottenere le immagini si usa una gamma camera a singola, o meglio a doppia testata per una migliore acquisizione con tecnica SPECT. Spesso nell'elaborazione delle immagini viene anche eseguita una correzione per l'attenuazione (che permette di stimare la perdita di fotoni dovuta all'impatto di questi con le strutture corporee e con l'ambiente di acquisizione) e il *gating*, ossia la sincronizzazione dell'input che arriva dalla gamma camera con l'ECG. Quest'ultima caratteristica dell'esame è utile per studiare anche la cinesi ventricolare, oltre che per ridurre gli artefatti.

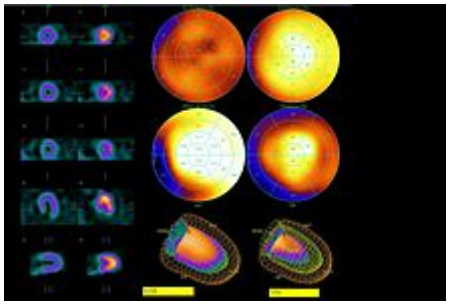
Il paziente deve essere a digiuno da almeno 8 ore prima dell'acquisizione dell'esame. Nei paesi anglosassoni è comune acquisire le immagini sotto stress utilizzando traccianti tecneziati e il tallio a riposo. Questa tecnica ha il vantaggio di usare al meglio le caratteristiche dei 2 traccianti, ma al contempo comporta il confronto di emissioni gamma con energie differenti. La refertazione viene fatta poi ricostruendo le immagini nello spazio 3D. Dopo riallineamento vengono poi analizzate sia a occhio nudo che con l'ausilio di speciali algoritmi da parte del medico nucleare. Per mappare le aree ipoperfuse si usa uno schema di suddivisione della parete ventricolare che si basa su uno standard internazionale. Oltre alle ricostruzioni ottenute "affettando" il ventricolo sinistro nei 3 assi dello spazio (asse corto, asse lungo orizzontale e asse lungo verticale) esiste una quarta ricostruzione chiamata *bull's eye* ("occhio di toro" in inglese) ottenuta "schiacciando" il ventricolo lungo l'asse corto. Questa visualizzazione è utile per ottenere una visione più d'insieme dell'intero organo.[9]

Schema che mostra la ricostruzione di una SPECT cardiaca lungo l'asse corto dell'organo

Acquisizione *gated* ECG

Spesso l'acquisizione delle immagine è fatta impiegando la tecnica *gated* che sincronizza l'ottenimento delle immagini con l'elettrocardiogramma. Questa tecnica non solo riduce gli artefatti, ma consente anche di studiare la cinetica del ventricolo sinistro, calcolare la frazione di eiezione e altri parametri come lo spessore

ventricolare (anche a livello regionale). Per essere attuata, richiede che il paziente non presenti aritmie o grosse variazioni del ritmo, altrimenti la sincronizzazione fallisce e la macchina "rigetta" i battiti, facendo perdere dati al momento dell'acquisizione (alcune macchine sono comunque in grado di recuperarli e usarli per un'indagine *non-gated*).[10]

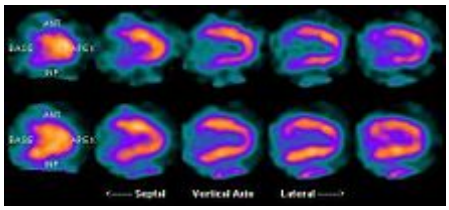


Ricostruzioni *bull's eye* e rendering 3D in telediastole e telesistole

Correzione per l'attenuazione ed artefatti

L'attenuazione fotonica è dovuta all'interposizione di tessuti corporei (dotati di una loro radiopacità) fra il cuore e la gamma camera. Nel sesso femminile la causa più frequente sono le mammelle che possono portare a una falsa ipocaptazione rilevata in sede anteriore (questa può anche cambiare sede anche a seconda del differente posizionamento delle stesse). Nel maschio invece è possibile osservare un'area di ipocaptazione inferiore dovuta al diaframma. Per effettuare un migliore calcolo di questo fenomeno, in commercio sono presenti macchine SPECT-TC dove l'acquisizione TC serve a stimare la densità dei tessuti corporei analizzati. Altro fenomeno che può causare artefatti è il movimento del paziente durante l'acquisizione. Inoltre a volte può capitare che anse intestinali alte o la colecisti trattengano parte del farmaco, disturbando la visualizzazione del cuore. Nel primo caso può essere utile far bere al paziente acqua (meglio se gassata) per velocizzare il wash out della sostanza, mentre nel caso in cui sia la colecisti a trattenere la molecola, un pasto grasso può aiutare a farla svuotare.

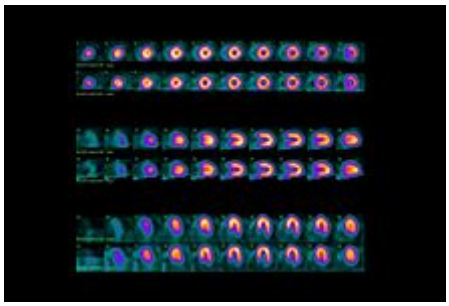
Anche il movimento del diaframma può comportare uno spostamento del cuore, così come alcune patologie cardiache come l'ipertrofia (che può presentare aree più calde del normale) o il blocco di branca sinistro che può portare a un quadro di ipocaptazione antero-settale. Anche malfunzionamenti delle macchine possono produrre immagini falsamente alterate.[11]



Lo stesso esame scintigrafico elaborato (in alto) senza correzione per l'attenuazione e (in basso) mediante l'uso di tale correzione

Gamma camere cardiodedicate

Recentemente sono entrati in commercio nuovi modelli di gamma camera specificatamente dedicati allo studio del cuore. Queste nuove macchine permettono di ottenere immagini di qualità superiore (migliore risoluzione spaziale e di contrasto, con conseguente miglior valutazione della motilità cardiaca e della frazione di eiezione) riducendo nel contempo l'attività di radiofarmaco somministrata al paziente. Questo netto miglioramento di performance è stato reso possibile grazie all'utilizzo di cristalli semiconduttori CZT (Cadmio-Zinco-Tellurio) associati a speciali collimatori *pin-hole* che permettono anche la costruzione di rilevatori più piccoli (che possono essere incorporati anche in una poltrona anziché in un lettino, molto utili in caso il paziente sia claustrofobico). Questo nuovo tipo di rilevatori consente inoltre di misurare direttamente il flusso coronarico iniettando il radiofarmaco dopo aver posizionato il paziente nella macchina, eventualmente eseguendo anche uno stress farmacologico, (in modo simile alla PET cardiaca con traccianti di perfusione) in quanto le acquisizioni fatte da queste macchine sono già nativamente volumetriche anziché planari. Altra caratteristica interessante di queste apparecchiature è data dalla risoluzione energetica dei rilevatori, che è nettamente superiore a quella delle gamma camere tradizionali. Grazie a questa caratteristica è possibile eseguire in contemporanea acquisizioni con isotopi diversi; ad esempio somministrando nello stesso momento un tracciante tecneziato e la ^{123}I-



Distribuzione normale ed omogenea del radiofarmaco ^{99m}Tc-MIBI nel ventricolo sinistro

metaiodobenzilguanidina per lo studio del sistema simpatico cardiaco, oppure eseguendo a breve distanza di tempo un'acquisizione sotto stress con un tracciante tecneziato ed ed un'acquisizione a riposo col tallio-201; senza il rischio di sovrapposizione fra le due immagini.

Quadri patologici e normali

Di norma i polmoni non sono visualizzabili alla SPECT miocardica (la loro presenza indica malattia coronarica multivasale) e il ventricolo destro lo è al massimo solo debolmente (è ben visibile nei casi di sua ipertrofia). Inoltre il setto fibroso e il piano valvolare del cuore risultano di norma freddi, in quanto non contengono tessuto contrattile (e quindi consumano meno risorse metaboliche rispetto al resto del cuore). Di norma, se un difetto di perfusione sotto stress persiste anche a riposo, ci si trova dinanzi a un'area necrotica. Al contrario, nel caso in cui le immagini sotto stress in un determinato punto siano ipocaptanti e a riposo invece no, si può parlare di ischemia inducibile nel caso si sia usato un test da sforzo. Nel caso sia stato usato il dipiridamolo si parla invece di distribuzione non uniforme inducibile (in quanto non si induce un'ischemia di norma con questi farmaci). Captazioni extracardiache di tracciante non fisiologiche e focali (es. polmonari) possono essere anche secondarie a neoplasie e pertanto vanno indagate con ulteriori accertamenti.[12]

Accuratezza della SPECT miocardica

La scintigrafia miocardica è ampiamente utilizzata per valutare la perfusione del tessuto miocardico nei pazienti coronaropatici. Rispetto alla coronarografia infatti questo tipo di esame è meno operatore-dipendente e soprattutto vede l'irrorazione del tessuto (al contrario della coronarografia che visualizza il grado di stenosi dei vasi, quadro che non sempre correlato col deficit perfusorio). In un terzo dei casi la coronarografia viene eseguita su pazienti con coronarie senza alterazioni. L'analisi SPECT con tallio è migliore dell'*imaging* planare e la metodica semi-quantitativa è migliore dell'analisi visiva. La tipologia di tracciante sembra invece non influenzare in modo significativo i risultati della metodica, ma l'uso di quelli tecneziati da migliori risultati in pazienti obesi o con mammelle voluminose in quanto forniscono: risoluzione migliore, maggior numero di conteggi e minore attenuazione rispetto al tallio. Con le metodiche *gated* è possibile analizzare vari parametri come la cinesi cardiaca e lo spessore della parete nelle varie fasi del ciclo cardiaco. Alterazioni dello spessore possono far pensare a un infarto o a quadri come il *miocardio stordito*. Nel caso di infarto tali parametri non variano nell'acquisizione a riposo. I movimenti rilevati con la tecnica *gated* sono correlabili con quelli rilevabili dall'ecocardiografia. Anche la severità della malattia del paziente può influenzare l'esito dell'esame. Pazienti coronaropatici da tempo infatti avranno una vascolarizzazione più compromessa, quindi il loro esame sarà più facilmente positivo. Anche il numero di vasi alterati influenza i risultati. La sensibilità infatti cresce all'aumentare del numero di vasi coinvolti da circa l'85% al 95% se sono coinvolti tutti e tre i rami principali. Anche l'entità della stenosi è critica nel determinare la positività. Se la stenosi è severa questa è oltre il 70%, altrimenti scende al 63%. I vasi più spesso riconosciuti come stenotici sono la discendente anteriore e la coronaria destra all'analisi visiva; mentre la metodica semi-quantitativa funziona meglio per la destra e la circonflessa. Indici di malattia trivasale sono, oltre ai deficit diffusi alle aree coinvolte, anche la captazione polmonare del radiofarmaco e la dilatazione transitoria del lume ventricolare sinistro dopo sforzo.[13]

Confronto con l'ECG sotto sforzo

L'elettrocardiogramma sotto sforzo ha una sensibilità del 68% e una specificità del 77%. Anche la scintigrafia miocardica sotto sforzo ha caratteristiche simili, inoltre la metodica medico nucleare rispetto all'ECG ha il vantaggio di non essere influenzata dalle anomalie del tratto ST. Il valore predittivo positivo dell'ECG sotto sforzo aumenta con il numero di vasi coinvolti da stenosi ed è inferiore nelle donne rispetto agli uomini, mentre per quello negativo vale il contrario, in relazione alla differente prevalenza della patologia nei 2 sessi. Anche in pazienti con disturbi del ritmo o ipertrofia ventricolare sinistra il sottoslivellamento del tratto ST può avere basso valore; così come il non raggiungimento della frequenza cardiaca massimale. Nella metodica medico

nucleare quest'ultimo problema può essere superato simulando uno sforzo farmacologicamente. Analogamente, anche l'uso di terapie coronaroattive può influire sull'esito dell'esame: calcio antagonisti e beta bloccanti lo fanno riducendo la domanda di ossigeno cardiaca e la frequenza; ciò può provocare il non rilevamento di aree fornite da vasi stenotici. Inoltre nei pazienti coronaropatici, assieme ai nitrati, influiscono sulla comparsa del tipico sottoslivellamento del tratto ST all'ECG. In generale la metodica medico-nucleare mostra comunque una sensibilità maggiore in queste condizioni rispetto al solo ECG. I circoli collaterali che riforniscono aree con vasi tributari stenotici provocano il non rilevamento del difetto di perfusione dovuto alla stenosi. Anche il blocco di branca sinistro può influire sul rilevamento, in quanto nei pazienti affetti da questa patologia lo spessore del setto interventricolare è diminuito e la pressione interventricolare aumentata, così come le resistenze periferiche. Queste anomalie possono produrre alterazioni di flusso dovute a variazioni della contrattilità, indipendenti dall'ischemia. In particolare l'asincronia settale può produrre compressione dei vasi che irrorano questa zona (in questi casi l'esame mosterà dei falsi cali perfusori a livello antero-settale, con associata ridistribuzione del flusso negli altri distretti). In tali casi è impossibile diagnosticare l'ischemia in questi pazienti se non ricorrendo ai test con dipiridamolo o adenosina.[14]

Presenza o assenza di malattia coronarica

Come per ogni test diagnostico, i valori predittivi positivo e negativo dipendono dalla prevalenza della patologia nella popolazione esaminata. Il teorema di Bayes permette anche di stimare i valori di sensibilità e specificità di test combinati. Quindi per eseguire il test con le indicazioni giuste è necessario creare protocolli che tengano conto della probabilità pre-test che la malattia sia presente nei soggetti in esame. Per stimare questo valore si dovrebbe tener conto di alcune covariate che correlino con la patologia coronarica. All'atto pratico, pazienti con un'elevata probabilità pre-test (>68%) presentano di solito dolore anginoso tipico (dolore toracico tipico della malattia ischemica) e un test da sforzo positivo. In tali casi va sempre eseguita una coronarografia dopo la SPECT miocardica, qualunque risultato questa mostri in quanto la metodica medico-nucleare mostra le aree ischemiche ma non permette di ottenere informazioni sui vasi da trattare. Se invece i sintomi sono atipici o non sono presenti la SPECT miocardica può costituire una valida alternativa non invasiva alla coronarografia. In tali casi se la SPECT sotto sforzo mostrerà anomalie che scompaiono a riposo, la coronarografia è fondamentale per pianificare una possibile rivascolarizzazione percutanea. Se il paziente presenta dolore anginoso atipico, accompagnato da presenza di fattori di rischio coronarico, la probabilità pre-test è bassa (10-25%). in tali casi la presenza di un test da sforzo negativo porta la probabilità di malattia a <10%, rendendo vani ulteriori approfondimenti diagnostici. Nei casi con probabilità pre-test di malattia intermedia (25-68%), come i soggetti con sintomi anginosi dubbi o quelli asintomatici con test da sforzo positivo, la scintigrafia miocardica va sempre eseguita.[15]

Prognosi e rischio cardiovascolare

Non tutti i pazienti sottoposti a rivascolarizzazione percutanea possono trarre beneficio dal trattamento. La scintigrafia miocardica consente di identificare, con una metodica non invasiva, i migliori candidati a questa metodica terapeutica, isolando pazienti che possono trarre beneficio solo dalla terapia medica. In particolare i pazienti con un esame scintigrafico normale presentano una probabilità molto bassa di contrarre un infarto entro un anno dalla diagnosi (<1%), confrontabile con quella della popolazione generale. Analogamente, se l'*imaging* relativo al paziente è normale, la prognosi non è dissimile dal caso precedente anche in presenza di gravi alterazioni vasali o test da sforzo positivo. Inoltre è l'esame che fornisce il migliore contributo diagnostico se associato sia allo stesso test da sforzo sia alla coronarografia. Il confronto fra l'*imaging* sotto stress e quello a riposo poi è molto utile per dedurre quali pazienti trattare efficacemente e quali no (sono da trattare i pazienti che presentano alterazioni sotto stress che scompaiono a riposo) in quanto le immagini correlano anche con la presenza di tessuto vitale, ma disfunzionale. In particolare, nelle 24 ore post-infarto, la SPECT miocardica con dipiridamolo è in grado di identificare i pazienti ad alto rischio per altri eventi ischemici durante il ricovero o dopo la dimissione, in quanto permette di osservare i fenomeni di ridistrubuzione del flusso coronarico nel post-ischemia. Questi dati non si possono ottenere tramite prove angiografiche. Anche nei tempi successivi

l'evento ischemico, in pazienti con angina ricorrente l'*imaging* perfusorio rimane utile per identificare pazienti al alto rischio, risultati meno brillanti si hanno coi pazienti a basso rischio. In presenza di infarto non-Q all'ECG tali metodiche hanno dimostrato che nel 30-40% dei pazienti è ancora presente miocardio vitale nelle zone colpite.

Nei pazienti con angina instabile o trattati è anche necessario decidere se utilizzare unicamente la terapia medica, o se optare anche per trattamenti più invasivi; anche il tali casi l'*imaging* perfusorio è utile nel processo decisionale. Analogamente i pazienti trattati con la terapia trombolitica possono essere con questo esame sorvegliati nel tempo. L'acquisizione *gated* fornisce informazioni sulla cinetica ventricolare. In particolare la frazione di eiezione a riposo, rilevabile con queste metodiche, è uno dei più importanti indici prognostici per la mortalità dovuta ad eventi cardiovascolari, così come la diminuzione di questo valore all'esercizio. In pazienti con tale caratteristica si è visto che i trattamenti di rivascolarizzazione migliorano la prognosi, cosa che non accade nei pazienti dove lo sforzo fa aumentare la frazione di eiezione. Inoltre nel post infarto, se tale parametro è <35%, il rischio di morte da eventi cardiaci è incrementato. L'incremento di <5% di tale parametro con lo sforzo in questi pazienti ha una sensibilità del 95% e una specificità del 96% nel rilevare un rischio cardiovascolare elevato.

Anche pazienti candidati a interventi di chirurgia vascolare non cardiaca o ad altri interventi chirurgici possono essere stratificati con questa metodica per stimare il rischio cardiovascolare perioperatorio. In tali casi, la scintigrafia miocardica è utile soprattutto nei pazienti a rischio intermedio (presenza di 1-2 fattori di rischio) piuttosto che in quelli ad alto o basso rischio cardiovascolare. La presenza di difetti reversibili in questi pazienti correla con un tasso di sopravvivenza del 50% a lungo termine.[16]

Ricerca del miocardio vitale

La definizione di miocardio vitale identifica una regione cardiaca con funzione e flusso ridotti, ma ancora metabolicamente attiva. Dal punto di vista fisiopatologico, entro questa definizione, è possibile distinguere il miocardio stordito e il miocardio ibernato. Il primo caso è conseguenza di un evento ischemico recente risoltosi spontaneamente o dopo terapia, dopo il cui verificarsi il tessuto contrattile permane temporaneamente ancora ipofunzionante e con un metabolismo alterato nonostante il flusso sia stato ripristinato. Il miocardio ibernato invece è caratterizzato da un'alterata funzione conseguenza di una ipoperfusione cronica, probabilmente instaurata come meccanismo difensivo nei confronti dell'ischemia. In passato l'identificazione di tali regioni cardiache era effettuata mediante scintigrafia con ^{201}Tl, in quanto questo elemento per entrare nei miocardiociti necessita di energia sotto forma di ATP, la cui disponibilità dipende dal metabolismo della cellula stessa. Il *gold standard* oggi disponibile è la PET cardiaca con FDG, ma è possibile ottenere buoni risultati anche mediante scintigrafia con farmaci tecneziati (ormai molto più diffusi del tallio) eseguendo l'esame prima sotto stress e poi a riposo dopo somministrazione di nitrati per via sublinguale o endovenosa. Essendo questi farmaci dei potenti vasodilatatori, con il loro utilizzo è possibile dilatare anche le aree tributarie di vasi stenotici, rendendo più evidente sulle immagini eventuali differenze di flusso fra l'acquisizione sotto stress e quella a riposo secondarie alla stenosi stessa.[17]

Altre tecniche scintigrafiche

Angiocardioscintigrafia all'equilibrio

È una tecnica che era utilizzata molto prima dell'introduzione dell'ecocardiogramma e delle tecniche *gated* in cardioscintigrafia. Fornisce precise informazioni sulle funzioni ventricolari. Si effettua marcando i globuli rossi del paziente con tecnezio (operazione che può essere fatta sia *in vivo* iniettando il radiofarmaco sia *in vitro* marcando i globuli in 10 mL di sangue prelevati e poi reiniettandoli. Questo consente di ottenere rese di marcatura un po' più elevate). Le immagini vengono poi acquisite con una gamma camera posizionando il

paziente con il braccio sinistro alzato e inclinato di 45° per meglio discriminare i due ventricoli. Al momento della refertazione vengono poi selezionate due *regioni di interesse* a livello dei 2 ventricoli in modo da ottenere dati valutabili sia visivamente dall'operatore sia tramite computer utilizzando appositi programmi, anche visualizzando il cuore in movimento. Oltre l'acquisizione basale, se necessario possono essere eseguite anche acquisizioni sotto sforzo.[18]

Accuratezza della tecnica

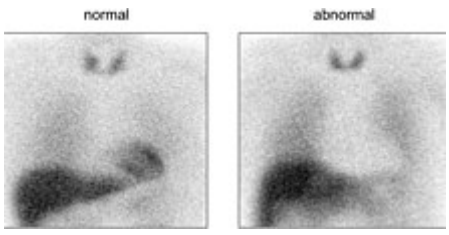
Questo esame esclude la presenza di deficit coronarico se la frazione di eiezione che rileva è >50% e mostra un incremento sotto sforzo di almeno il 5% senza anomalie della cinesi. Nei pazienti sintomatici tale metodica presenta una sensibilità del 90% e una specificità del 73%. Il valore di sensibilità è simile all'imaging cardiaco di perfusione, mentre la specificità è più bassa rispetto a quest'ultima metodica. Quattro variabili indipendenti correlano con la presenza di patologia multivasale o del tronco comune; queste sono il sesso maschile, l'ammontare del doppio prodotto, della frazione di eiezione e del sottoslivellamento del tratto ST. Nelle donne la tolleranza alla sforzo di solito è minore e questo può portare a non avere un aumento della frazione di eiezione, abbassando la specificità del test. La frequenza cardiaca poi può influenzare la sensibilità. Di norma lo sforzo va incrementato in modo lento, in quanto un incremento troppo rapido porta a un calo della frazione di eiezione anziché a un incremento. Anche la terapia coronaroattiva può influenzare l'esito del test come descritto per l'esame precedente così come la presenza di circoli collaterali. L'esame poi può essere in questo caso condotto sia in posizione supina che eretta indifferentemente. Da notare come, oltre alla cardiopatia ischemica anche altre variabili possono produrre alterazioni della cinesi (altre patologie cardiache, farmaci, età, sesso femminile).[19]

Scintigrafia con marcatori di necrosi

Le aree di necrosi, che contengono calcio libero, possono essere evidenziate usando pirofosfati marcati che lo legano. Per far in modo che il fissaggio avvenga ovviamente il tessuto necrotico deve avere almeno un minimo livello di perfusione. Quindi se l'area infartuata è molto estesa, l'immagine ottenuta sarà "positiva" per la zona più vicina a quella normale e "negativa" nella zona centrale. I pirofosfati sono usati anche per la scintigrafia ossea, quindi anche lo scheletro del torace sarà visibile con questa tecnica; ma se sono presenti aree di necrosi queste avranno una captazione maggiore dell'osso. Questo tipo di esame è positivo solo 24-48 ore dall'evento ischemico (in quanto la necrosi per comparire nel tessuto come tale impiega tempo), prima e dopo questo lasso di termine l'esame sarà negativo anche in sua presenza. Questo inconveniente limita fortemente l'utilizzo di questa tecnica.[20]

Scintigrafia con MIBG per lo studio dell'innervazione cardiaca

Si usa in tal caso metaiodobenzilguanidina marcata con iodio-123. Questa sostanza si lega, oltre che alle localizzazioni dei tumori secernenti catecolamine, anche alle sinapsi postgangliari del sistema simpatico afferente il cuore permettendone la visualizzazione. Le immagini possono essere anche rilevate a distanza di tempo per stimare il *wash-out* del tracciante mentre tramite tecnica SPECT è anche possibile definire le zone di miocardio con i deficit se presenti. Una perdita di captazione di questo tracciante si può avere dopo un evento ischemico (in tali casi una SPECT è spesso indispensabile per evidenziare un difetto settoriale), nella cardiomiopatia dilatativa o nei diabetici. Anche in campo neurologico questo esame può avere implicazioni nella diagnosi differenziale fra malattia di Parkinson e demenza a corpi di Lewy (in cui la captazione a livello cardiaco è



Scintigrafia miocardica con ^{123}I-MIBG normale (a sinistra) e patologica (destra). Nell'immagine a destra non risulta evidente captazione di radiofarmaco a livello cardiaco

assente o diminuita) e parkinsonismi o demenza di Alzheimer (in cui l'innervazione simpatica cardiaca è conservata). È possibile anche eseguire un'analisi *semiquantitativa* della captazione cardiaca facendo il rapporto dei conteggi a livello di tale organo ottenuti mediante un'apposita ROI e dividendoli per quelli presenti a livello di una regione di Interesse posizionata sul mediastino. Il valore ottenuto viene poi confrontato con un *cut-off* di normalità.[21]

Altre indicazioni cliniche

Cardiopatia ipertensiva

L'angiocardioscintigrafia a riposo permette di valutare globalmente la funzione ventricolare sinistra, e quindi permette di studiare l'ipertensione che soggiace all'ipertrofia cardiaca; mentre lo stesso studio sotto sforzo non è indicato in questi pazienti con coronaropatia in quanto variazioni della frazione di eiezioni sono comuni anche senza eseguire il test, specie in quelli con disfunzione diastolica ed ipertrofia ventricolare sinistra. Può essere utile invece in pazienti non coronaropatici che lamentano disturbi sotto sforzo ma, in ogni caso, il danno aterosclerotico con questa tecnica non è distinguibile da quello dovuto alla malattia di base. Questo esame è utile, e forse un po' più accurato, dell'ecocardiogramma nel rilevare i segni di rimodellamento e di ipertrofia dell'organo. Si è visto che alcuni farmaci come i beta-bloccanti, i calcio antagonisti e gli ACE inibitori, possono ridurre l'ipertrofia sul ventricolo. Le metodiche che consentono di stimare il riempimento ventricolari quindi possono essere molto utili per valutare la risposta del paziente alla terapia.[22]

Cardiomiopatie

Cardiomiopatia dilatativa

In questi pazienti l'angiocardioscintigrafia consente di rilevare le dimensioni cardiache e la cinesi regionale; fornendo al medico informazioni prognostiche e terapeutiche. Mentre l'*imaging* perfusorio è utile nella diagnosi differenziale con la cardiopatia ischemica. in tali pazienti, l'imaging perfusorio può mostrare di norma captazione disomogenea o piccole anomalie apicali dovute all'attenuazione dei fotoni gamma date dal sangue presente nel ventricolo. Di norma solo difetti ampi correlano con la diagnosi di cardiopatia ischemica.[23]

Cardiomiopatia ipertrofica

L'osservazione clinica abbinata allo studio ecografico del cuore e all'elettrocardiogramma è sufficiente per la diagnosi; le metodiche medico-nucleari di norma non sono quindi necessarie. L'angiocardioscintigrafia è utile soprattutto per studiare in maniera più accurata rispetto alla metodica ecografica l'ipertrofia dell'organo (specie a livello apicale e del setto). Nell'*imaging* perfusorio spesso la cavità ventricolare si vede piccola, il miocardio capta molto e sono presenti anomalie non dovute a malattia coronarica.[24]

Cardiomiopatia restrittiva

L'angiocardioscintigrafia è utile nei pazienti affetti per osservare la tipica disfunzione diastolica dovuta alla malattia. Di solito è normale osservare in questi pazienti anche deficit perfusivi. In pazienti selezionati tali tecniche essere utile per monitorare il decorso della patologia.[25]

Tossicità cardiaca da chemioterapia

La principale categoria di farmaci cardiotossici usati nella chemioterapia antitumorale è rappresentata dalle antraclicline. La tossicità cardiaca dovuta a questi farmaci può essere acuta o cronica, e può dare danno irreversibile anche prima della comparsa di segni di scompenso. Il danno poi è anche cumulativo: all'aumentare del numero di somministrazioni infatti i singoli danni causati dalle singole dosi si sommano fra loro. L'angiocardioscintigrafia è la metodica più utilizzata per stimare il danno cardiaco in questi pazienti (altre sono: l'ecocardiografia con dobutamina, la scintigrafia con MIBG, la scintigrafia con anticorpi anti-miosina marcati, la risonanza magnetica e la biopsia miocardica). Al momento non esiste un *gold standard* per questa condizione clinica. In ogni caso, tutti i pazienti che fanno uso di questi farmaci dovrebbero essere controllati (in particolare se il dosaggio è elevato, se hanno oltre 70 anni, se hanno altre patologie cardiache). L'esame andrebbe eseguito dopo la terza dose di farmaco (di solito prima le dosi somministrate sono basse e non si hanno danni irreversibili), prima del trattamento se soggetti a rischio e dopo 14 giorni dalla fine del trattamento per valutare gli effetti a lungo termine. Se la frazione di eiezione scende al di sotto del 50% va considerata l'opzione di sospendere o cambiare la terapia.[26]

Trapianto cardiaco

Il rigetto del trapianto cardiaco è distinto in una forma acuta e in una cronica. Nell'acuto la disfunzione è soprattutto diastolica e, se rilevata precocemente, mediante un potenziamento della terapia immunosoppressiva è possibile migliorare la prognosi del paziente. La biopsia miocardica è l'esame *gold standard* ma è anche molto rischiosa e costosa. Altri esami utili sono la valutazione dell'ampiezza complesso QRS all'ECG e la misurazione della massa cardiaca e della compliance con l'ecocardiogramma, che però mostrano segni solo a rigetto avanzato; mentre l'ecografia Doppler e l'angiocardioscintigrafia possono dare evidenzia più precoce, pur comunque rimanendo necessari ulteriori accertamenti. Altre tecniche medico-nucleari includono la scintigrafia con linfociti marcati (che però è aspecifica, essendo positiva anche in molti altri processi infiammatori, specie da CMV e toxoplasma). Altra metodica impiega l'uso di anticorpi anti-miosina marcati.[27]

Patologie valvolari

L'esame principale utilizzato in queste patologie è l'ecocardiografia doppler. L'angiocardioscintigrafia è poco utilizzata, riservata solo a quei casi dove non siano ottenibili con la metodica precedente delle buone immagini per una cattiva finestra acustica o dove tale esame è dubbio. L'accuratezza della metodica medico-nucleare e della metodica ecografica sono comunque sovrapponibili. Tali esami sono utili per capire se sottoporre il paziente a un intervento di sostituzione valvolare. In particolare nell'insufficienza aortica se la frazione di eiezione scende sotto il 45%. Altro uso di questi esami è nel *follow up* del paziente post intervento o durante la terapia medica.[28]

Cardiopatie congenite

Shunt destro sinistro

In questi casi l'angiocardioscintigrafia mostra un'elevata persistenza dell'attività a livello del ventricolo destro e dei polmoni, mentre a livello delle cavità sinistre l'attività rimane bassa. Questo vale per numerose patologie come: pervietà del dotto arterioso di Botallo difetti interatriali e interventricolari, il ritorno anomalo dei vasi polmonari e gli shunt destro-sinistra usati per correggere molte cardiopatie congenite. L'entità dello shunt è calcolata disegnando una ROI polmonare e facendo il rapporto del valore di intensità di questa con il valore relativo al circolo sistemico. Se tale rapporto è maggiore di 1,3, il risultato correla molto bene con quello ottenibile dal metodo ossimetrico; ma perché tale condizione sia valida il tracciante andrebbe somministrato in un bolo unico, preferibilmente tramite la vena giugulare destra. I risultati più attendibili con questa metodica sono quelli che mostrano uno shunt di entità compresa fra il 16% e il 66% della portata polmonare[29].

Shunt sinistro destro

In tali patologie il quadro osservato sarà opposto al precedente. In tal caso si usa di norma albumina marcata con tecnezio che va ad accumularsi, solo se lo shunt è presente a livello sistemico (cervello e altri organi splancnici) invece che a livello polmonare (come avviene quando si esegue una scintigrafia perfusoria polmonare)[30].

Valutazione cardiaca

Anche in questi casi l'angiocardioscintigrafia è in grado anche di valutare la funzione cardiaca, mentre la scintigrafia perfusoria può rilevare anomalie nella distribuzione del flusso coronarico. In ogni caso le metodiche medico-nucleari, a causa della loro scarsa risoluzione spaziale rispetto all'ecocardiografia, sono una metodica di seconda scelta rispetto a questa[31].

Note

1. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 260.
2. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 260-261.
3. ^ Per esempio: paziente non collaborante, dolore...
4. ^ Per esempio: portatori di pacemaker, pazienti con blocco di branca sinistro...
5. ^ Per esempio: tè, caffè anche decaffeinato, cioccolato, pompelmo...
6. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 261-262.
7. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 262.
8. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 263.
9. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 264-266.
10. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 266-267.
11. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 267-270.
12. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 270-271.
13. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 275-278.
14. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 278-280.
15. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 281-282.
16. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 282-285.
17. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 426-429.
18. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 272-273.
19. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 280-281.
20. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 273-274.
21. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 274-275.
22. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 285-286.
23. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 286-287.
24. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 287-288.
25. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 288.
26. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 288-289.
27. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 289-280.
28. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 290-291.
29. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 291-292.
30. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 292.
31. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 292-293.

Bibliografia

- Dondi Maurizio, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Bologna, Pàtron, 2003, ISBN 88-555-2728-2.
- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 978-88-470-1684-2.
- Gamma camere cardiodedicate (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28276752)

Voci correlate

- Test da sforzo
- Ecocardiografia da sforzo
- TC delle coronarie
- Coronarografia
- Risonanza magnetica cardiaca

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file sulla **Scintigrafia miocardica (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Myocardial_perfusion_imaging?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (EN) *Scintigrafia miocardica*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_miocardica&oldid=118894337"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 25 feb 2021 alle 15:55.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

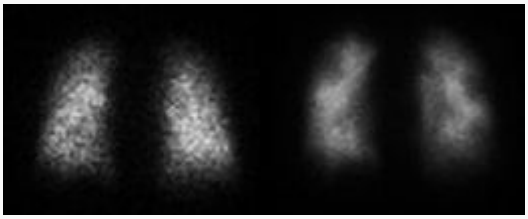
Scintigrafia polmonare

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia ventilo-perfusoria**, o **scintigrafia polmonare**, è una procedura diagnostica medico-nucleare utilizzata in medicina per cercare possibili anomalie nel rapporto ventilazione/perfusione, cioè della ventilazione o della circolazione polmonare.

Scintigrafia ventilo-perfusoria

Procedura medica



Immagini ottenute tramite scintigrafia polmonare

Tipo	Diagnostica medico-nucleare
Anestesia	no
Classificazione e risorse esterne	
ICD-9	92.15 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=92.15&Submit=Search&action=search)
Sinonimi	
Scintigrafia polmonare	

Indice

Procedura
- Scintigrafia perfusoria
- Scintigrafia ventilatoria
  - Traccianti utilizzabili

Indicazioni all'esame
- Diagnosi di tromboembolia polmonare (TEP)
  - Criteri PISAPED
  - Criteri PIOPED
- Scintigrafia perfusoria e BPCO

Note

Bibliografia

Voci correlate

Altri progetti

Procedura

Scintigrafia perfusoria

Si esegue iniettando per via endovenosa dei macroaggregati di albumina marcati con Tecnezio 99 metastabile (^{99m}Tc. Circa 222MBq). Questi dal circolo venoso periferico verranno trasportati fino al cuore e da li poi ai vasi arteriosi polmonari fino ai capillari che irrorano tali organi. Arrivati a questo livello, avendo questi aggregati un diametro che varia da 5 a 90 micron, questi si fermano. Successivamente l'acquisizione delle immagini con una gamma camera permette quindi di localizzare la posizione e la quantità di queste particelle, che riflette la pervietà dei vasi polmonari a monte della loro posizione. L'iniezione va di norma eseguita previa agitazione della siringa per mantenere le particella disaggregate, a paziente in posizione eretta per visualizzare la fisiologica variazione dall'apice alla base della perfusione polmonare (se l'iniezione è fatta a paziente in clinostatismo, tenere conto che questa variazione sarà invece antero-posteriore),lentamente, preferibilmente senza usare cateteri (alle cui pareti possono aderire i macroaggregati, in tal caso iniettare, per ridurre questo problema, velocemente) e senza formare coaguli di sangue dentro la siringa (se inglobano i macroaggregati

marcati possono portare a disomogeneità artefattuali nell'immagine). L'acquisizione può essere eseguita sia con tecnica SPECT, sia mediante plurime acquisizioni planari (di solito: anteriore, posteriore, laterali destra e sinistra ed oblique posteriori destra e sinistra) Le proiezioni oblique posteriori sono particolarmente utili per discriminare le porzioni postero- e latero-basali dei 2 polmoni senza artefatti da sovrapposizione. Particolare attenzione va poi posta al numero di particelle da somministrare al paziente, specie nei casi ove è presente ipertensione polmonare grave o shunt fra il circolo destro e quello sinistro. Nel caso dell'ipertensione polmonare primitiva il diminuito diametro dei vasi polmonari presente in questa patologia porta i macroaggregati ad embolizzare vasi più a monte, con conseguente maggior embolismo del circolo polmonare complessivo (che può anche porre a rischio la vita del paziente); mentre nel secondo caso le particelle possono andare ad embolizzare capillari sistemici provocando micro eventi ischemici. Di norma invece il numero di particelle iniettato non provoca alterazioni emodinamicamente significative in quanto queste occludono solo lo 0,1% dei capillari polmonari. I macroaggregati sono dopo poco distrutti spontaneamente dall'organismo stesso, ripristinando la permeabilità dei capillari occlusi[1].

Scintigrafia ventilatoria

La ventilazione polmonare è più difficile da analizzare rispetto alla perfusione per 2 motivi: in primis il flusso di aria non è unidirezionale, al contrario di quello sanguigno; ed in secondo luogo il movimento dell'aria avviene sia per trasporto di massa (ventilazione *convettiva*) sia per diffusione (ventilazione *diffusiva*, tipica delle porzioni distali dell'albero bronchiale e degli spazi alveolari). I radiofarmaci utilizzabili nello studio della ventilazione polmonare possono essere dei gas oppure degli aerosol. Mentre i primi si distribuiscono nel polmone come l'aria inspirata sfruttando entrambi i processi, i secondi diffondono quasi del tutto per convezione tendendo a depositarsi nelle vie aeree distali in quanto più pesanti dell'aria (*sedimentazione gravitazionale*) oltre che lungo le pareti delle vie respiratorie alte (impatto inerziale). I tre meccanismi che concorrono nel determinare la distribuzione delle particelle (impatto inerziale, sedimentazione gravitazionale e diffusione) sono descritti dall'equazione di Landhahl come percentuale di probabilità in funzione della "generazione" dell'albero bronchiale da studiare (che va da 0, in corrispondenza della trachea, fino a 23 dove si trovano gli spazi alveolari). Flusso aereo e dimensione delle particelle influenzano inoltre la loro deposizione. Nelle vie aeree superiori il flusso è massimo e il tempo di transito basso (quindi prevale la componente da impatto, massima alla quinta generazione), mentre nelle vie aeree inferiori il flusso è sempre più basso con conseguente maggiore tempo di transito e prevalenza della componente di sedimentazione.

Alterazioni del diametro delle vie aeree, cambiando questi parametri fisici, possono quindi alterare la distribuzione delle particelle. Nella bronchite asmatica ad esempio si ha riduzione di calibro delle vie aeree prossimali, con conseguente aumentato deposito "centrale" per aumento della componente da impatto; mentre una riduzione di calibro delle vie aeree distali (come avviene nella bronchite cronica per la presenza di depositi flogistici o nell'enfisema per distruzione dei bronchioli respiratori) porterà a una maggiore sedimentazione più distalmente, con pattern scintigrafici disomogenei o "a macchie"[2].

Traccianti utilizzabili

I gas disponibili per eseguire una scintigrafia ventilatoria sono lo Xeno-133 ed il Kripton-81m (quest'ultimo ottenibile da un generatore di Rubidio-81). Questi gas mostrano una volta inalati la distribuzione dei volumi aerei polmonari. Gli studi con Xenon si eseguono facendo dapprima respirare il gas al paziente per 15 secondi (fase di *wash in*) e successivamente aria ambiente (fasi di *wash out*) in modo da osservare come questo venga eliminato dall'organismo (trascurandone la piccola quota che si scioglie nel sangue e va ad accumularsi a livello del tessuto adiposo). Il Kripton, avendo un'emivita di soli 13 secondi, consente di eseguire in tempi molto brevi studi dinamici, anche dopo somministrazione di farmaci (ad esempio di un broncodilatatore).

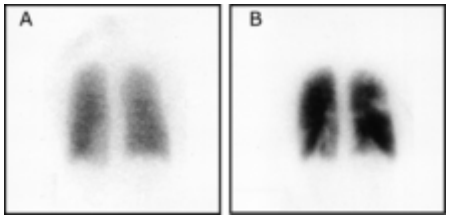
Sono disponibili diversi tipi di aerosol marcati con Tecnezio-99m:

- il ^{99m}Tc-DTPA essendo solubile in acqua una volta inspirato viene rimosso direttamente dal circolo sanguigno (con un'emivita biologica di 50 minuti)
- il ^{99m}Tc-Tecnegas ed il ^{99m}Tc-Pertecnegas sono costituiti da minute particelle di carbonio e sono quindi insolubili in acqua. Il primo, di dimensioni maggiori, è eliminato dall'organismo grazie alla clearance muco-ciliare ed il sistema linfatico; mentre il secondo, più fine, mediante il flusso ematico.
- il ^{99m}Tc-Venticoll è costituito da nanoparticelle di albumina con un'emivita biologica di 72 ore ottenute mediante un apposito sistema di inalazione denominato FAI. Queste particelle nel soggetto sano non mostrano deposizione centrale[3].

Indicazioni all'esame

Questo test viene solitamente effettuato al fine di verificare la presenza di anomalie del flusso del sangue all'interno dei polmoni, come nel caso della tromboembolia polmonare, sebbene il gold standard per questa patologia sia oggi l'Angio TC (tomografia computerizzata); si può ricorrere alla scintigrafia in quelle circostanze in cui l'utilizzo del mezzo di contrasto sarebbe inappropriato, come nel caso dell'insufficienza renale.[4]. Altra indicazione all'uso della scintigrafia al posto dell'angio TC è la gravidanza in atto (in quanto la dose di radiazioni a cui questa espone il nascituro è minore). Nei pazienti affetti da embolia polmonare esiste infatti, a livello delle aree interessate dall'evento embolico, un deficit di perfusione sanguigna non accompagnato da una alterazioni della ventilazione. La scintigrafia perfusoria è anche utilizzata per valutare la distribuzione del flusso ematico fra i 2 polmoni (e quindi, indirettamente in quanto ventilazione e perfusione sono legati da una stretta relazione, anche la funzionalità separata degli stessi), ad esempio in previsione di una pneumectomia.

La scintigrafia polmonare può essere eseguita anche in caso di alterazioni della ventilazione a causa di patologie polmonari come la BPCO o di una polmonite, come analisi della funzionalità polmonare pre- e post-lobectomia. La ventilazione dei due polmoni viene di solito valutata indirettamente mediante l'utilizzo di un radiogramma del torace.



Scintigrafia ventilo-perfusoria di una donna con embolia polmonare.
(A) dopo l'inalazione di 20,1 mCi di gas xeno-133, l'immagine è stata ottenuta in proiezione postero-anteriore: si nota una ventilazione uniforme di tutti i polmoni.
(B) dopo iniezione endovenosa di 4,1 mCi di macroaggregati di albumina marcati con tecnezio-99m, l'immagine è stata ottenuta in proiezione postero-anteriore: si nota una diminuzione della perfusione ai segmenti apicale destro, anteriore del lobo superiore destro, superiore del lobo inferiore destro, basale posteriore del lobo inferiore destro, anteromediale basale del lobo inferiore sinistro e basale laterale del lobo inferiore di sinistra.

Diagnosi di tromboembolia polmonare (TEP)

Il polmone possiede una vascolarizzazione termino-terminale (senza anastomosi fra i diversi territori di pertinenza di un vaso arterioso), perciò ogni qualvolta sia presente un'occlusione di un vaso arterioso tributario a un determinato distretto, è possibile rilevare questa alterazione alla scintigrafia perfusoria come un'area di "minus" (spesso "a cuneo"), accompagnata da una ventilazione allo stesso livello non alterata. In generale, una scintigrafia perfusoria negativa esclude la diagnosi di TEP, mentre se positiva non consente da sola di formularla, in quanto anche altri processi che alterano il parenchima polmonare (infezioni, neoplasie, atelectasie, BPCO, ecc...) possono produrre il medesimo quadro scintigrafico. La tecnica possiede quindi un'elevata sensibilità, ma una bassa specificità. Per aumentare quest'ultima si è quindi proposto di abbinare all'esame di perfusione dapprima la scintigrafia ventilatoria e successivamente la radiografia del torace. Queste associazioni di tecniche sono state prese in esame in 2 studi: il PIOPED (Prospective Investigation Of Pulmonary Embolism Diagnosis), che utilizza la scintigrafia ventilatoria assieme alla perfusoria, ed il PISA-

PED (Prospective Investigation Study of Acute Pulmonary Embolism Diagnosis) che utilizza la radiografia del torace per valutare la ventilazione polmonare. Nel PIOPED i pazienti sono classificati come a probabilità alta, intermedia o bassa di TEP, mentre nel PISA-PED i pazienti sono divisi in affetti e non affetti da TEP[5].

Criteri PISAPED

Referto	Criteri
Normale (scintigrafia *non indicativa* per TEP in atto)	Assenza di deficit di perfusione
Quasi normale (scintigrafia *non indicativa* per TEP in atto)	Deficit di perfusione di dimensioni uguali o minori ed in corrispondenza di queste alterazioni radiologiche: cardiomegalia, innalzamento di un emidiaframma, ingrandimento del mediastino, degli ili polmonari o dell'aorta, versamento o inspessimento pleurico)
Patologica (scintigrafia **indicativa** per TEP in atto)	uno o più difetti cuneiformi con o senza alterazioni radiologiche in loro corrispondenza, presenza di aree di iperperfusione.
Patologica (scintigrafia *non indicativa* per TEP in atto)	uno o più difetti di perfusione non cuneiformi con o senza alterazioni radiologiche in loro corrispondenza, assenza di aree di iperperfusione.

Criteri PIOPED

Referto	Criteri
Normale	Nessun difetto di perfusione o perfusione corrispondente ai profili dell'Rx torace, anche in presenza di Rx torace o immagine ventilatoria anomale
Bassa probabilità (<20%)	Difetti di perfusione non segmentari (cardiomegalia, aorta/ili polmonari ingranditi, sollevamento diaframmatico), difetti di perfusione sovrapposti a più vistose anomalie radiografiche, difetti di perfusione associati a deficit della ventilazione (escluse le opacità parenchimali all'Rx torace ed in presenza di aree di polmone normoperfuse), piccoli difetti di perfusione con Rx normale
Probabilità intermedia (20-79%)	Da un difetto di moderata a 2 di estesa ipoperfusione con mismatch alla scintigrafia ventilatoria (o loro equivalente aritmetico), esteso difetto di perfusione con mismatch ventilatorio e negatività all'Rx torace, quadri di difficile inquadramento fra bassa ed alta probabilità
Alta probabilità (>=80%)	Due o più difetti segmentari estesi di perfusione con mismatch alla scintigrafia ventilatoria o loro equivalente aritmetico (difetti comprendenti almeno il 75% di un segmento valgono un segmento, dal 75% al 25% valgono mezzo segmento, sotto il 25% sono piccoli e non vanno considerati). Se il valore aritmetico è borderline è possibile considerare il quadro ad alta o intermedia probabilità a giudizio dell'operatore.

Scintigrafia perfusoria e BPCO

La scintigrafia perfusoria non mostra difetti "tipici" come nel caso di TEP, evidenzia invece diffuse disomogeneità distribuite in tutto l'ambito polmonare. Nella caratterizzazione della BPCO trova indicazione la scintigrafia ventilatoria.

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 445-446.

2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 453-454.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 454-455.
4. ^ Nigel Key, Michael Makris, Denise O'Shaughnessy, David Lillicrap, *Practical Hemostasis and Thrombosis*, John Wiley and Sons, 3 luglio 2009, pp. 140–, ISBN 978-1-4051-8460-1. URL consultato il 14 novembre 2010.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 447-450.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.
- Linee Guida (https://www.aimn.it/documenti/lineeguida/14_RP_AIMN_polmoni.pdf) dell'Associazione Italiana di Medicina Nucleare (AIMN) sulla scintigrafia polmonare

Voci correlate

- Radiografia del torace
- Ecodoppler
- Tomografia computerizzata
- Ecocardiogramma

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file sulla **Scintigrafia polmonare (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Ventilation/perfusion_scan?uselang=it)**

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_polmonare&oldid=118853803"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 23 feb 2021 alle 19:40.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia renale

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia renale** è una metodica medico-nucleare che permette, tramite l'utilizzo di opportuni radiofarmaci, di studiare la funzione dei due reni separatamente. Usando differenti traccianti è possibile quantificare il flusso ematico renale, la velocità di filtrazione glomerulare, la funzione tubulare e la velocità di eliminazione dell'urina lungo l'intero apparato urinario.

Indice

Traccianti disponibili

La scintigrafia renale sequenziale

- Esecuzione
- Analisi delle immagini
- Valutazioni semiquantitative
- Test alla furosemide
- Test al captopril

La scintigrafia renale statica

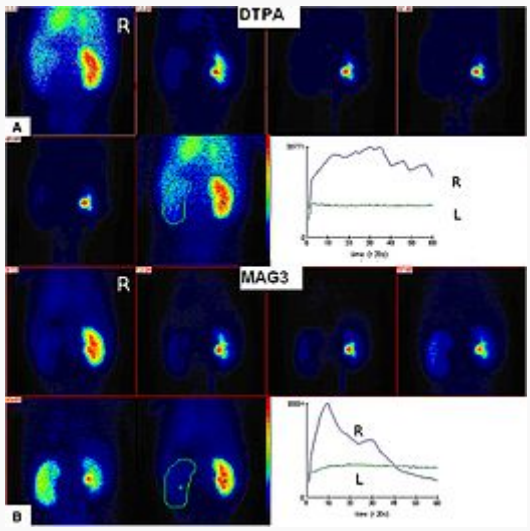
Cistoscintigrafia

Note

Bibliografia

Scintigrafia renale

Procedura medica



Scintigrafia renale sequenziale con ^{99m}Tc-DTPA (studio della filtrazione glomerulare) che non evidenzia uptake del tracciante a carico del rene sinistro e mostra una curva nefrografica "piatta". La scintigrafia sequenziale eseguita iniettando ^{99m}Tc-MAG3 (tracciante filtrato dai glomeruli ed anche escreto dai tubuli renali) mostra captazione molto debole e tardiva a livello dello stesso organo, con una curva nefrografica quasi piatta e "ad accumulo", suggestiva per ostruzione ureterale.

Tipo	diagnostica medico nucleare
Anestesia	no

Traccianti disponibili

I traccianti più utilizzati, per via del ridotto costo, della pronta disponibilità e della migliore dosimetria, sono quelli marcati con Tecnezio 99 metastabile che, decadendo a Tecnezio 99, emettono un fotone rilevabile tramite un'apposita macchina chiamata gamma camera. In questo modo è possibile ottenere sia immagini 2D, statiche o dinamiche (queste ultime mostrano come varia la radioattività nel tempo) sia immagini 3D usando la metodica SPECT. Sotto sono elencati tutti i radiofarmaci disponibili e la funzione che questi permettono di stimare. Con opportuni algoritmi applicati alle immagini dinamiche, ottenute usando i traccianti con escrezione ed eliminazione rapide, è anche possibile costruire delle curve radioattività-tempo chiamate *renogrammi*, che permettono di stimare vari parametri, come il *Flusso Plasmatico Renale Effettivo* (*EGFR*, abbreviato in inglese)[1].

Radiofarmaco	Funzione studiata
^{99m}Tc-DTPA (acido dietilamminopentacetico)	Velocità di filtrazione glomerulare (GFR)
^{131}I o ^{123}I-Hippuran	Flusso plasmatico renale
^{99m}Tc-DMSA(acido dimetilcaptosuccinico)	Funzione tubulare, questo tracciante una volta escreto dal tubulo contorto prossimale si accumula nella corticale renale, permettendo di stimare la massa nefronica totale mediante immagini statiche)
^{99m}Tc-MAG3 (mercaptoacetil-glicerina)	Questo tracciante è eliminato sia per filtrazione glomerulare sia per secrezione tubulare ed è rapidamente allontanato dal rene. Usando immagini dinamiche è possibile ottenere stime dell'EGFR usando dei fattori di correzione empirici)

La scintigrafia renale sequenziale

È la metodica più comunemente utilizzata in clinica per studiare la funzione separata dei due reni. Mediante questa è possibile creare delle curve radioattività-tempo (curve nefrografiche o renogrammi) che consentono sia di dedurre gli indici di funzionalità descritti sopra usando i differenti traccianti sia di studiare l'eliminazione urinaria lungo l'apparato escretore.

Esecuzione

Prima dell'esecuzione dell'esame il paziente deve idratarsi bevendo dell'acqua (la disidratazione può ritardare il transito renale del radiofarmaco) e successivamente svuotare la vescica. Fatto ciò si fa sdraiare il paziente sul lettino della gamma camera. È sufficiente che una sola testata sia posizionata in corrispondenza del dorso del paziente, di norma fra 2 piani, uno passante per il processo xifoideo superiormente e l'altro per le creste iliache inferiormente. Nel caso si debba studiare un rene trapiantato (di norma posizionato in fossa iliaca) si utilizza invece una proiezione anteriore. L'acquisizione dinamica viene quindi iniziata dopo l'iniezione del radiofarmaco in un accesso venoso precedentemente predisposto. L'indagine in tutto dura fra i 15 ed i 30 minuti, a seconda del protocollo utilizzato. È possibile acquisire le immagini sia usando una durata costante dei singoli frame (ad esempio 10 secondi) sia usando un numero di secondi per frame variabile nel tempo (acquisizione in più fasi). L'acquisizione in più fasi può ad esempio utilizzare frame della durata di un secondo all'inizio dell'esame per stimare meglio l'arrivo vascolare ai reni del radiofarmaco, mentre nei successivi 4 minuti acquisire frame della durata di 10 secondi (fase di estrazione parenchimale) e terminare gli ultimi 20-25 minuti dell'esame acquisendo frame della durata di 20 secondi (fase di eliminazione). Terminata l'acquisizione dinamica il paziente viene nuovamente invitato ad urinare, quindi viene di norma acquisita un'ulteriore immagine statica in ortostatismo, utile per evidenziare ristagni nelle vie urinarie o la presenza di ptosi renale[2].

Analisi delle immagini

L'analisi *qualitativa* o *visiva* è il primo approccio che il medico nucleare usa per studiare le immagini. Un'asimmetria fra i due lati nella fase di arrivo vascolare è secondaria alla minor perfusione di un rene rispetto all'altro. Nella fase di estrazione parenchimale è possibile osservare la forma, la posizione e la struttura dei due reni, mentre la fase di eliminazione consente di evidenziare un rallentamento del deflusso del radiofarmaco verso i calici renali così come zone ove è presente stasi o rallentamento del flusso lungo le vie urinarie.

Di norma viene anche eseguita un'analisi *semiquantitativa* disegnando (a mano o tramite sistemi automatici) delle ROI (Region of Interest-Regioni di Interesse) sulle immagini a livello dei due reni ed anche nelle loro immediate vicinanze (queste ultime ROI servono a stimare la radioattività di fondo presente fuori dall'apparato urinario, in modo da sottrarla durante le elaborazioni). Questo metodo permette di misurare in modo molto preciso la radioattività in funzione del tempo a livello dei reni, che può essere descritta tramite apposite curve

chiamate *renogrammi*. Da queste curve è possibile stimare numerosi parametri di importanza clinica. Ad esempio è possibile dedurre il tempo necessario per il raggiungimento del valore massimo di estrazione parenchimale del radiofarmaco, il tempo necessario perché metà dell'urina radioattiva sia eliminata da ciascun rene, i tempi medi di transito del radiofarmaco ed anche gli indici di funzionalità parenchimale descritti prima (GFR, EGFR) per entrambi i reni. Se è presente stasi caliceale è anche possibile cercare di escludere dall'elaborazione la radioattività dovuta a questo fenomeno disegnando delle ROI che includano solo la corticale renale. L'analisi della fase di arrivo vascolare tramite queste curve consente inoltre di stimare la perfusione renale[3].

Valutazioni semiquantitative

Nella valutazione del rene trapiantato viene spesso usato l'indice di perfusione di Hilson che si ottiene facendo il rapporto fra l'area sotto la curva creata piazzando una ROI a livello dell'arteria iliaca e quella che sottende il renogramma. Un rapporto, espresso in percentuale, superiore al 150% è indice di rigetto acuto.

Il filtrato glomerulare può essere dedotto usando la scintigrafia con ^{99m}Tc-DTPA ed il metodo di Gates. Tale metodo utilizza come dati di ingresso i conteggi in sede renale rilevati al terzo minuto dell'acquisizione (indicativi della perfusione dell'organo) ed i conteggi renali totali corretti per l'attenuazione tissutale. L'attenuazione è stimata indirettamente col metodo di Tønnesen, che utilizza a tal fine il peso e l'altezza del paziente. I conteggi nella formula sono convertiti in frazione dell'attività iniettata. Tale conversione è possibile acquisendo con la gamma camera i conteggi della siringa usata sul paziente prima e dopo l'iniezione. Questo metodo ha alcuni difetti, fra cui sottostimare il filtrato glomerulare quando presenta valori bassi ed essere operatore-dipendente (disegnando le ROI in modo diverso i risultati possono modificarsi). Inoltre il metodo di Tønnesen non è adatto a stimare la profondità dei reni nel corpo nei pazienti con cifo-scoliosi e quando questi sono malposizionati ptosici o malformati.

Dalle curve nefrografiche è possibile anche dedurre il tempo medio di transito del radiofarmaco attraverso i nefroni. Tale parametro è stimato considerando l'imput di tracciante nell'organo come somma di successivi input (il farmaco, passando nel venoso ed in quello polmonare, subisce dei rallentamenti dipendenti dalla differente lunghezza percorsa al loro interno) e come output il nefrogramma. Facendo la deconvoluzione di quest'ultimo è possibile trovare la funzione che lega l'ideale input unitario (ottenibile nella pratica solo somministrando il radiofarmaco in arteria renale, cosa non facilmente fattibile) con l'output renale. Tale funzione è detta "di trasferimento" ed è ottenuta usando sul renogramma la trasformata di Fourier. Eseguendo l'antitrasformata di Fourier della funzione di trasferimento nel dominio del tempo è possibile stimare il tempo di transito nei nefroni, in tutto il parenchima renale o nelle vie escretrici. Tali parametri sono incrementati nella stenosi dell'arteria renale, nelle ostruzioni delle vie escretrici e nel rigetto del rene trapiantato[4].

Test alla furosemide

Questo test, eseguito somministrando un diuretico endovena durante la fase di eliminazione della scintigrafia, è utilizzato per fare diagnosi differenziale fra la stasi urinaria dovuta a dilatazione delle vie escretrici (rispondente al diuretico) da quella causata da un'ostruzione al flusso (non rispondente al diuretico). Tale distinzione è importante in quanto un'ostruzione può portare a progressiva perdita di funzione del rene coinvolto, che col tempo può anche smettere di funzionare se la patologia non viene trattata (nefropatia ostruttiva). La somministrazione della furosemide determina un incremento del volume urinario dopo 3-6 minuti ed entro di 15 minuti. Di norma il diuretico è somministrato dopo 20 minuti dall'inizio dell'indagine dinamica se è presente stasi (0,5 mg/Kg nell'adulto, 1 mg/Kg in età pediatrica). L'efficacia del test, se presente, porta ad una più o meno rapida eliminazione del tracciante evidenziabile sia in modo semiquantitativo con una diminuzione della radioattività renale al renogramma sia qualitativamente. Al contrario se è presente ostruzione questo fenomeno non si verifica. Di norma, un'eliminazione della stasi entro 15 minuti dall'iniezione di diuretico è indicativa dell'assenza di ostruzione, se la stasi invece persiste oltre 20 minuti l'esame è suggestivo di patologia ostruttiva

(è dubbio se l'eliminazione della stasi avviene fra 15 e 20 minuti dalla somministrazione di diuretico). Più frequentemente il test da risultati dubbi se la funzionalità renale è bassa (poca efficacia del diuretico) e nelle idronefrosi voluminose (la pelvi di grandi dimensioni può accogliere l'urina anziché eliminarla)[5].

Test al captopril

Questo test è utilizzato nello studio dei pazienti con ipertensione nefrovascolare. La metodica è usata per confermare il sospetto diagnostico in associazione alle altre tecniche di imaging, verificare se esiste una correlazione fra la stenosi del vaso e l'ipertensione e per stimare il beneficio ottenibile da un intervento di rivascolarizzazione. Nei pazienti con stenosi dell'arteria renale l'attività del sistema renina-angiotensina è molto importante nel mantenimento di un'adeguata filtrazione glomerulare del rene a valle della stenosi stessa. Somministrando un ACE inibitore si blocca l'attività di questo sistema, favorendo la vasodilatazione delle arteriole efferenti dei glomeruli e quindi provocando una diminuzione del filtrato glomerulare, a cui segue una riduzione dei tempi di transito del radiofarmaco. Tale effetto non è correlato con la pressione arteriosa sistemica, è specifico per la patologia studiata ed è rilevabile usando sia i traccianti filtrati a livello glomerulare sia quelli escreti in sede tubulare.

L'esame viene eseguito previa sospensione della terapia con ACE inibitori e diuretici alcuni giorni prima dell'acquisizione delle immagini, eseguita dopo 60 minuti dalla somministrazione di captopril e liquidi. La pressione del paziente viene misurata prima e dopo la somministrazione dell'ACE inibitore per verificare che non compaia ipotensione.

L'interpretazione delle immagini è sia visiva sia semiquantitativa studiando i due renogrammi. Questi possono avere aspetto normale-borderline, mostrare ritardato transito del radiofarmaco, mostrare persistenza dello stesso in sede renale in fase tardiva o, nei casi più gravi, evidenziare riduzione, fino alla scomparsa, dell'attività renale. Dati non interpretabili si possono presentare in caso di funzione renale molto compromessa con ridotto uptake del tracciante; falsi positivi si evidenziano invece in presenza di arterie renali multiple o se il paziente è disidratato. Falsi negativi invece si osservano nelle stenosi non emodinamicamente significative e, secondo alcuni Autori, se prima dell'esame sono stati assunti farmaci calcio antagonisti o Sartani[6].

La scintigrafia renale statica

È eseguita somministrando al paziente ^{99m}Tc-DMSA. Permette di rilevare porzioni di parenchima renale non funzionanti (evidenziate come aree "fredde"). L'esame è indicato soprattutto nella valutazione delle pielonefriti per la ricerca di esiti cicatriziali dati da queste malattie, specie in età pediatrica. Tale metodica mostra sensibilità e specificità superiori al 90%. Lo stesso esame è anche utilizzato nello studio delle anomalie morfologiche renali, nella valutazione delle masse occupanti spazio, del rene policistico e nella valutazione funzionale separata dei due reni.

L'acquisizione delle immagini è eseguita 3 ore dopo l'iniezione del radiofarmaco, eventualmente anche utilizzando la metodica SPECT e collimatori *pin-hole*. Usando le immagini planari è di norma eseguita un'analisi semiquantitativa facendo la media geometrica dei conteggi rilevati con la proiezione anteriore e con quella posteriore di ogni rene[7].

Cistoscintigrafia

La cistoscintigrafia radioisotopica è utilizzata nei pazienti con sospetto reflusso vescico-ureterale; condizione molto frequente in età infantile ed associata ad aumentato rischio di pielonefrite nei pazienti con infezioni delle basse vie urinarie. Di solito nei bambini maschi è utilizzata come primo test la cistouretrografia minzionale convenzionale con fluoroscopia, in quanto questo esame consente di valutare anche la presenza di valvole a

livello dell'uretra posteriore. Nelle femmine invece le anomalie congenite dell'uretra sono rare, motivo per cui la cistoscintigrafia radioisotopica è l'esame di prima scelta, anche per via della minor dose di radiazioni che questa dà alle ovaie rispetto alla tecnica citata prima. La cistoscintigrafia può essere eseguita sia mediante tecnica *diretta* (il radiofarmaco è somministrato al paziente tramite un catetere vescicale), sia *indiretta* (si esegue un'acquisizione al termine di una scintigrafia renale sequenziale). Nell'esecuzione della metodica diretta si utilizzano radiofarmaci non assorbibili dalla mucosa vescicale (^{99m}Tc-DTPA ^{99m}Tc-MAG3 e ^{99m}Tc-solfuro colloidale) che vengono immessi nel catetere dopo aver posizionato il paziente sul lettino della gamma camera. Il farmaco può essere diluito nella soluzione fisiologica preriscaldata a 37 C° oppure questa si può usare successivamente alla sua somministrazione. Il volume target va raggiunto in circa 15 minuti, lentamente per evitare il precoce instaurarsi del riflesso della minzione, e deve essere pari a 7 volte il peso del paziente in millilitri se questo ha un'età inferiore ad un anno, oppure a 30 volte il numero di anni del paziente più due se il paziente ha più di un anno di vita. Le prime immagini sono acquisite in modalità dinamica dal momento dell'infusione. Questa acquisizione termina quando il paziente necessita di urinare, se compare stravaso di urina dal catetere o quando si raggiunge il volume target teorico. Successivamente il catetere viene rimosso e si esegue un'altra acquisizione dinamica durante la minzione. La cistoscintigrafia radioisotopica indiretta si esegue eseguendo l'acquisizione durante la minzione successivamente alla scintigrafia renale sequenziale, con le stesse modalità della seconda acquisizione diretta. L'esame è interpretato per via visiva, osservando l'eventuale presenza di deflussi verso gli ureteri. È possibile anche piazzare delle ROI sugli ureteri per eseguire un'analisi semiquantitativa del reflusso. Il reflusso eventualmente rilevato può essere di grado 1 o lieve (limitato agli ureteri), grado 2 o moderato (coinvolgimento di ureteri e sistema collettore senza dilatazioni) oppure di grado 3 o grave (in presenza di dilatazioni del sistema urinario). Va inoltre segnalato se l'anomalia compare durante il riempimento o la minzione. Mediante un'analisi semiquantitativa è possibile anche stimare il residuo post-minzionale[8].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 540-541.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 541-542.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 543-544.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 544-549.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 549-550.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 550-552.
7. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 555-558.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 558-563.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_renale&oldid=117688297"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 2 gen 2021 alle 12:50.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia ossea

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Per **scintigrafia ossea** in campo medico, si intende un esame diagnostico, di medicina nucleare, che viene utilizzato per cercare possibili anomalie nel rimodellamento scheletrico.

Viene utilizzata principalmente per aiutare nella diagnosi di una serie di condizioni patologiche delle ossa, tra cui: tumore dell'osso o metastasi, infiammazioni e fratture non visibili nelle radiografie.

Indice

Descrizione della metodica

Elaborazione delle immagini

Interpretazione delle immagini e indicazioni all'esecuzione dell'esame

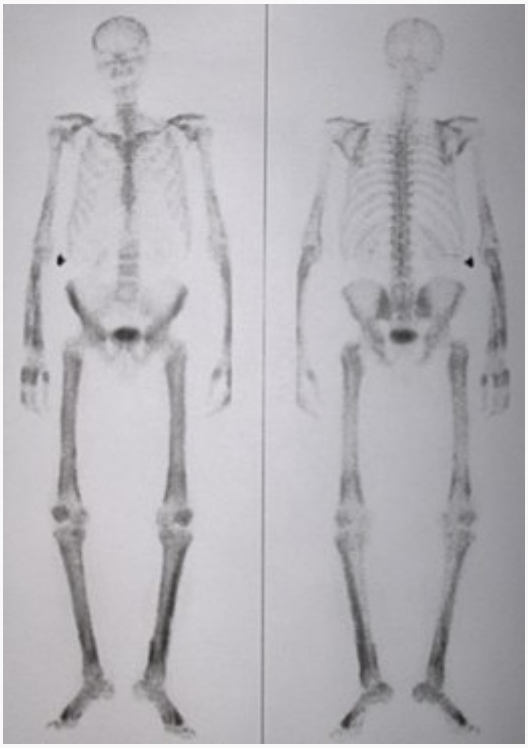
- Superscan
  - Cause
  - Patogenesi
  - Prognosi

Applicazioni cliniche in dettaglio

- Ricerca di lesioni oncologiche metastatiche o primitive
  - Lesioni ossee primitive
- Studio delle protesi
- Osteomieliti
- Fratture e traumi
  - Fratture da stress
- Necrosi asettica della testa femorale
- Osteoporosi
- Osteomalacia
- Iperparatiroidismo
- Osteodistrofia renale
- Malattia di Paget
- Spondiloartriti
- Artrite reumatoide
- Distrofia simpatico-riflessa
- Displasia fibrosa dell'osso
- Miosite ossificante

Scintigrafia ossea

Procedura medica



Esempio di scintigrafia ossea di tutto il corpo, in un caso di sindrome di Marie-Bamberger

ICD-9-CM	92.14 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=92.14&Submit=Search&action=search)
MedlinePlus	003833 (https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003833.htm)
eMedicine	2109077 (http://emedicine.medscape.com/article/2109077)

Note
Bibliografia
Voci correlate
Altri progetti
Collegamenti esterni

Descrizione della metodica

Paziente sottoposto ad una scintigrafia ossea

La tecnica viene eseguita iniettando in una vena periferica un radiofarmaco (più spesso il metilen-difosfonato coniugato con ^{99m}Tc, detto anche 99mTc-MDP) che tende a legarsi per via delle sue proprietà chimiche al tessuto osseo in maniera proporzionale alla sua attività osteoblastica e all'entità della sua vascolarizzazione. Per tali ragioni: in condizioni normali spesso è il tessuto osseo spongioso ad essere più captante di quello compatto, le aree di necrosi avascolare invece non sono mai captanti e l'esame visualizza le aree patologiche come ipocaptanti nelle fasi iniziali di molte malattie in quanto i processi di rimodellamento spesso per iniziare impiegano del tempo. Inoltre anche aree riccamente vascolarizzate possono risultare ipercaptanti poco dopo l'iniezione, anche in tessuti dove il tracciante non si lega. L'attività somministrata ad un soggetto adulto di solito si aggira intorno ai 740MBq. Nei soggetti pediatrici invece tale valore è proporzionale al peso corporeo (con un valore minimo di 40 MBq).

L'acquisizione delle immagini di solito viene eseguita dopo 3 ore dalla somministrazione del radiofarmaco, per dare tempo a quest'ultimo di fissarsi alle zone bersaglio. Unica eccezione sono le acquisizioni *trifasiche* usate spesso per diagnosticare patologie infiammatorie a carico dell'osso. In tali casi, la prima acquisizione viene eseguita subito dopo l'iniezione in modalità dinamica per mostrare l'*arrivo vascolare* del radiofarmaco nella zona interessata. Nei successivi minuti viene quindi eseguita un'acquisizione statica (fase di *blood pool*) che mostra la permeabilità capillare del distretto esaminato (qui il radiofarmaco non si è ancora fissato all'osso). Infine a 3 ore dall'iniezione viene eseguita un'acquisizione *tardiva* che mostra l'attività osteoblastica.

Le acquisizioni vengono eseguite con una gamma camera a singola o doppia testa; anche utilizzando collimatori con risoluzioni differenti a seconda della grandezza dei particolari da analizzare e solitamente riprendono tutto il corpo (o con una scansione *total body* continua o sovrapponendo parzialmente più scansioni ove questo non è possibile, in modo da non perdere alcuna zona corporea nell'analisi dei dati). Se necessario è anche possibile analizzare i dati in uno spazio tridimensionale mediante metodiche SPECT o SPECT-TC[1].

Elaborazione delle immagini

La valutazione delle immagini scintigrafiche non richiede particolari accorgimenti a parte la variazione del contrasto che consente di visualizzare anche le aree con captazione più bassa. Nella scintigrafia trifasica invece si procede iniettando il radiofarmaco al paziente mentre è sdraiato sulla gamma camera e posizionando delle ROI (*Region of Interest* , cioè regioni di interesse) sulle immagini dinamiche ottenute a partire da pochi secondi dopo l'iniezione. Tali regioni vengono di solito posizionate a livello dell'area sospetta e di una zona che si prende come riferimento. Così facendo si possono ottenere delle curve conteggi/tempo che mostrano l'entità del flusso sanguigno a livello della regione esaminata. Una successiva acquisizione statica viene poi eseguita

subito dopo per mostrare come il radiofarmaco si distribuisce a livello dei tessuti molli (*blood pool*). L'intensità di queste ultime immagini è funzione della permeabilità vascolare. Le immagini tardive sono poi acquisite ad alcune ore di distanza per evidenziare l'attività osteoblastica[2].

Interpretazione delle immagini e indicazioni all'esecuzione dell'esame

L'esame normale è spesso caratterizzato da una captazione simmetrica. Inoltre le regioni sottoposte a stress possono risultare fisiologicamente più ipercaptanti. In particolare:

- suture craniche (1% degli individui adulti, nei bambini si può osservare la sutura fra sfenoide ed osso occipitale che è spesso attiva in età pediatrica)
- osso mascellare ed etmoide a causa della masticazione.
- cartilagine tiroidea ed osso ioide
- processo spinoso della vertebra cervicale C7 (il resto delle vertebre cervicali si vede poco, e solo con strumenti ad alta risoluzione)
- manubrio dello sterno, articolazione sterno-clavicolare, cartilagini costali negli anziani (spesso calcificano), scapole. Le costole di norma captano poco e in maniera omogenea (in alcuni casi, disomogeneità nell'attività dei muscoli *erector spinae* possono produrre lievi alterazioni senza significato patologico)
- le vertebre toraciche inferiori e lombari spesso risultano ipercaptanti, con una quota maggiore a livello di quelle lombari in quanto più vicine al rilevatore a causa della fisiologica lordosi lombare.
- anche la vescica può dare ipercaptazione locale a causa del farmaco contenuto nell'urina, così come di norma, entro 4 ore dall'iniezione, si visualizzano i reni. Il bacino ha aspetto simmetrico, con le creste iliache più evidenti a causa della loro maggiore vicinanza al rilevatore.
- a livello degli arti spesso si trovano le articolazioni ipercaptanti e, nei bambini, anche le cartilagini di accrescimento delle ossa lunghe.

Nella patologia, le alterazioni rilevate più di frequente sono:

- le lesioni tumorali spesso risultano ipercaptanti. Questo vale anche per le metastasi osteolitiche, (ad esclusione di alcune, come quelle da mieloma multiplo) in quanto, anche se insufficiente per controbilanciare l'effetto osteoclastico, esiste un'attività osteoblastica di compenso a livello di queste aree (questo vale per molte lesioni osteolitiche dell'osso). La scintigrafia è per tali motivi usata spesso nella stadiazione di patologie oncologiche con elevata frequenza di metastasi ossee così come nelle neoplasie primitive dell'osso.
- fratture ossee in fase di guarigione (l'ipercaptazione può persistere per anni) così come traumi o interventi chirurgici.
- artrosi
- malattia di Paget
- patologie infiammatorie dell'osso (reumatiche ed infettive)
- malattie metaboliche dell'osso
- infezioni/mobilizzazioni di protesi

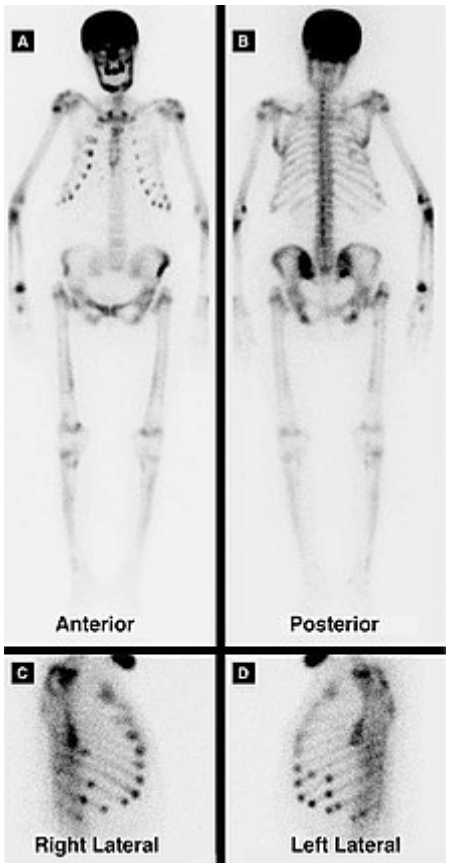
In alcuni casi può essere difficile rilevare le lesioni per un'eccessiva attività di fondo dovuta ad un'alterata cinetica di distribuzione del radiofarmaco (ciò avviene spesso nell'obesità e nell'insufficienza renale). Inoltre errori nella somministrazione possono produrre false rilevazioni a livello del sito di iniezione o delle stazioni linfonodali che lo drenano (se il farmaco va "fuori vena", comunque molto spesso riconosciute come non patologiche); così come, raramente, l'iniezione può avvenire in un'arteria (portando ad iperaccumulo dal

farmaco a valle del sito di iniezione e a una sua scarsa distribuzione a livello sistemico). La scintigrafia ossea trifasica spesso è poi utile per evidenziare se le lesioni sono di natura flogistica e/o di rimaneggiamento osseo (così come per mostrare il loro grado di vascolarizzazione) permettendo la diagnosi fra differenti patologie con meccanismi etilogici alla base differenti.

In alcuni casi si può osservare captazione del radiofarmaco in sedi extraossee. Questi reperti possono avere varie eziologie (fra queste: lesioni maligne/benigne calcifiche, traumatica, flogistica, metabolica, contaminazioni)[3].

Superscan

Con il termine **superscan** (oppure **beautiful bone scan**) si fa riferimento al risultato di un esame di scintigrafia ossea, caratterizzato da un contrasto più accentuato fra le ossa e tessuti molli, spesso indicante la presenza di numerose metastasi ossee, soprattutto quelle che derivano dal tumore metastatico della prostata. Occasionalmente un superscan può essere interpretato erroneamente come un esame normale.[4][5][6]



Superscan in un paziente con carcinoma paratiroideo

Cause

- malattia metastatica diffusa[7][8][9]
- **carcinoma prostatico**[10]
- malattie metaboliche dell'osso[7][11]
- **osteodistrofia renale**
- **iperparatiroidismo (spesso iperparatiroidismo secondario)**[12][13]
- mastocitosi[14]
- Malattia di Paget diffusa[10][13][15]
- Anemia aplastica[13]
- Macroglobulinemia di Waldenström[13]

Patogenesi

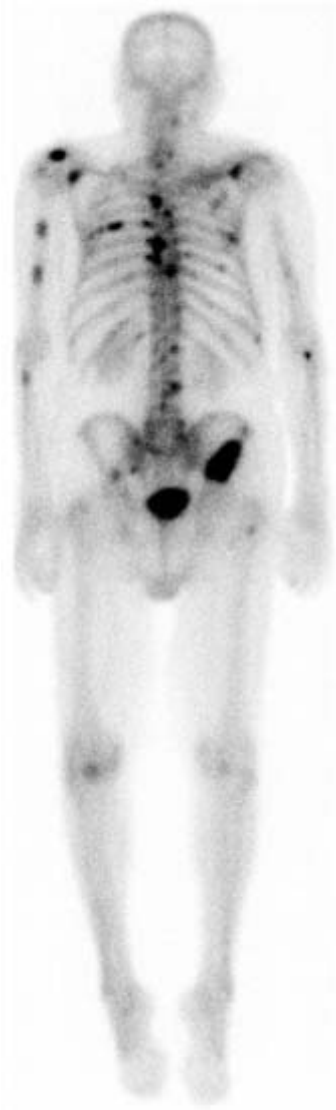
Il superscan di solito si viene a determinare quando le cellule metastatiche sono talmente numerose da captare e trattenere il radiofarmaco somministrato al paziente. A conferma di questo meccanismo, in una superscan il radiofarmaco non si ritrova né all'interno dei reni, né nella vescica: questo aspetto è stato definito segno del rene scomparso.[8] L'apparato emuntorio è infatti totalmente escluso dalla rappresentazione scintigrafica, a differenza di quanto si verifica quando le metastasi sono meno numerose e perciò meno captanti.[16] Un'immagine di scintigrafia che si presenta come superscan (beautiful scan) in genere non riesce a mettere in evidenzia gli arti inferiori. Anche in questo caso il quadro è spiegabile con il fatto che il radiofarmaco tende a distribuirsi prima nella parte superiore del corpo e a fissarsi in corrispondenza delle metastasi. Nel caso di metastasi associate a carcinoma della prostata, la captazione sarà soprattutto a livello vertebrale, maggiormente interessato dalle localizzazioni tumorali secondarie.

Prognosi

Il quadro di superscan, proprio per il fatto che è derivante da una marcata e notevole numerosità di cellule metastatiche è pressoché sempre indice di una prognosi peggiore per il paziente.

Applicazioni cliniche in dettaglio

Ricerca di lesioni oncologiche metastatiche o primitive



La scintigrafia mostra metastasi alle ossa provenienti da un tumore alla prostata.

Questa è l'indicazione principale all'esecuzione di questo esame. Il principale vantaggio della scintigrafia rispetto alle altre metodfiche diagnostiche sta nell'elevata sensibilità (anche se la specificità è di contro parte bassa). Oltre a ciò è anche un esame poco costoso e ormai ben conosciuto, e può abbinare le classiche scansioni planari con quelle SPECT per studiare meglio lesioni situate in segmenti più difficilmente esplorabili con la metodica classica (ad esempio il bacino e la colonna vertebrale). Anche la localizzazione delle lesioni può orientare verso benignità a malignità di queste. In generale la tecnica è usata in oncologia per:

- stadiazione
- rivalutazione post terapia o a seguito di comparsa di segni di ripresa di malattia
- ricerca di fratture patologiche

Nel caso in cui le metastasi scheletriche siano molto numerose può essere rilevato un quadro detto *superscan*, che consiste in una visualizzazione molto marcata in tutto lo scheletro, tanto da rendere meno visibile la captazione renale.

Una scintigrafia ossea positiva in corrispondenza di lesioni metastatiche dolorose permette il trattamento di queste mediante una terapia radiometabolica. Questo trattamento, eseguito mediante l'uso dell'isotopo 223 del Radio, permette anche di trattare le metastasi da carcinoma prostatico resistente all'ormonoterapia e a localizzazione esclusivamente ossea[17].

Lesioni ossee primitive

Nell'osteosarcoma le immagini ottenute con tecnica trifasica mostrano spesso captazione intensa in tutte e 3 le fasi a livello delle sedi colpite (più spesso ginocchio e porzione prossimale dell'omero). Quelle tardive mostrano spesso una minor captazione centrale e margini moderatamente definiti (usando collimatori *pin-hole* ad alta definizione è possibile rilevare la reazione periostale chiamata anche *triangolo di Codman's*, che indica malignità). Oltre a ciò, a livello muscolare vicino alle lesioni è possibile rilevare aree di ossificazione neoplastiche[17].

Il sarcoma di Ewing può presentarsi a livello di tutto lo scheletro (specie a livello delle ossa lunghe degli arti inferiori),con lesioni sia primitive sia metastatiche. caratterizzate da captazione in tutte e 3 le fasi della scintigrafia[18].

Il fibrosarcoma di solito si presenta con lesioni fredde circondate da un alone ipercaptante. Se infiltrante presenta aree ipercaptanti assieme ad aree[19].

Il condrosarcoma è caratterizzato spesso da ipercaptazione nelle fasi vascolari della scintigrafia trifasica a cui segue ipocaptazione nelle fasi tardive, con reazione ipercaptante dell'osso circostante a limiti ben definiti[19].

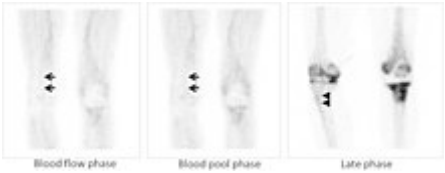
L'osteoma osteoide è una neoplasia che spesso dà segni clinici di sé anche se molto piccola (e quindi difficilmente rilevabile radiologicamente); per tale ragione l'elevata sensibilità della scintigrafia ossea è utile nel porre diagnosi (dando indicazioni per un successivo studio TC mirato alla regione di interesse della patologia). L'immagine tipicamente mostra un'area moderatamente captante con il centro più intenso[20].

Il condroma è un tumore benigno che può accrescersi sia dentro l'osso (*encondroma*) sia verso l'esterno (*eccondroma*). Il primo tipo è più frequente del secondo è di solito colpisce le mani, dando dolore alla pressione; mentre l'altro insorge spesso sulle diafisi delle ossa lunghe o anche nelle falangi. Tale lesione è ipercaptante all'esame scintigrafico[21].

Il fibroma non ossificante spesso deriva da un difetto fibroso a livello dell'osso (tipico dei giovani). La scintigrafia ossea può mostrare un debole alone ipercaptante a livello della lesione che ha un centro ipocaptante. Per tale motivo questa metodica non è l'esame di prima scelta in caso di sospetto di questo quadro clinico. Nel casi sia presente calcificazione od ossificazione è possibile che la lesioni risulti ipercaptante[22].

Studio delle protesi

Le protesi articolari (specie di ginocchio e di anca) sono molto utilizzate in ortopedia in quanto spesso migliorano molto le condizioni dei pazienti; ma col tempo possono subire alterazioni che devono essere trattate precocemente (danneggiamenti delle componenti artificiali, fratture, mobilizzazioni, infezioni, infiammazioni asettiche, ecc.). Le infezioni delle protesi spesso sono sostenute da batteri stafilococchi (soprattutto lo Staphylococcus epidermidis, il quale possiede un glicocalice che lo aiuta ad aderire al materiale protesico) e sono sovrapponibili alle flogosi di altra natura (presentando solo in più la presenza di neutrofili).



Infezione di uno spacer in cemento inserito in seguito alla rimozione di una protesi di ginocchio. La foto a sinistra è relativa alla fase di arrivo vascolare, quella in mezzo la fase di blood pool, quella a destra alla fase tardiva. In tutte e 3 le fasi si nota accumulo del radiofarmaco a livello del ginocchio di sinistra

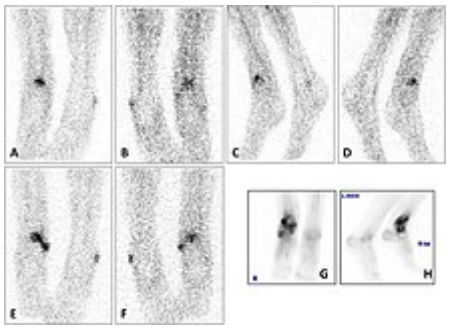
In un terzo dei casi compaiono entro 3 mesi dall'impianto. La scintigrafia trifasica è usata spesso nel loro sospetto, in quanto la sola captazione tardiva non permette di distinguere la presenza di un'infezione dalla sola mobilizzazione della protesi (inoltre la captazione a livello della protesi può persistere anche anni dopo l'impianto, vedi a titolo esemplificativo la tabella sotto per la protesi totale d'anca). L'accurtatezza della metodica è del 50-70% e, in caso di risultato negativo per infezione (assenza di ipercaptazione nelle fasi vascolari) e possibile escludere questa diagnosi. Nel caso di risultato positivo invece è necessario approfondire ulteriormente mediante l'esecuzione di una scintigrafia con granulociti marcati[23].

Tipo di protesi	Fase	Tempo di positività post-impianto
Cementata		
	Fase vascolare	fino a 1 anno
	Fase di "blood pool"	fino a 1 anno
	Fase ossea	fino a 1 anno (di solito dopo 9 mesi negativizzano lo stelo e il piccolo trocantere dopo 1 anno l'apice dello stelo e l'acetabolo e dopo 2 anni il gran trocantere)
Non cementata		
	Fase vascolare	negativa fin da subito dopo l'intervento
	Fase di "blood pool"	negativa dopo 3 mesi, ma a volte positiva anche ad 1 anno di distanza
	Fase ossea	fino a 3 anni (considerare l'esame positivo se dopo tale tempo captano l'apice dello stelo e il piccolo trocantere, altre strutture possono risultare captanti anche dopo 3 anni)

La protesi di ginocchio può mantenere la positività in fase tardiva anche fino a 5 anni dall'impianto in assenza di patologia.

Osteomieliti

Vista la grande varietà di quadri clinici tipici di questa patologia (dipendenti da numerose variabili, come il microorganismo coinvolto, la presenza di patologia preesistente e le difese immunitarie dell'ospite) spesso non è facile porre questa diagnosi in maniera precisa. La scintigrafia con leucociti marcati è il gold standard a questo scopo, ma anche la scintigrafia ossea trifasica può essere utile grazie alla sua alta sensibilità (la specificità è invece bassa in quanto l'esame può essere positivo in molte lesioni a diversa eziologia).



Paziente con osteomielite. A-D scansione a 4 ore con granulociti marcati; E-F scansione a 24 ore con granulociti marcati, G scansione tardiva con farmaco osteotropo che mostra accumulo di questo nella stessa sede ove si accumulano i globuli bianchi marcati

Tale esame, accompagnato a una corretta gestione diagnostica globale del paziente, permette di porre diagnosi evidenziando sia la captazione nelle fasi iniziali dovuta alla flogosi sia in quella tardiva dovuta al rimodellamento osseo reattivo (la cui distinzione è particolarmente importante nelle forme croniche). L'acquisizione delle immagini con tecnica SPECT può aiutare a dare una migliore definizione spaziale al quadro clinico. Attualmente la tecnica SPECT permette la fusione delle immagini TC (SPECT-TC) e pertanto la localizzazione di lesioni acquisisce massima definizione spaziale[24].

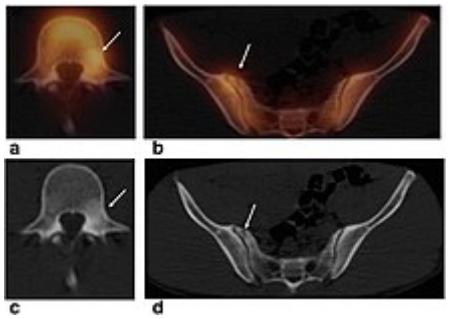
Fratture e traumi

L'esame usato di norma per valutare la presenza di fratture ossee è la radiografia del settore interessato. A volte però può capitare che questo esame sia negativo anche in presenza di frattura. In tal caso per dirimere il dubbio può essere sfruttata l'alta sensibilità della scintigrafia ossea. Le aree più spesso coinvolte in queste lesioni *occulte* sono: le ossa del carpo, il femore prossimale, le costole, il bacino e la colonna vertebrale.

L'aspetto delle immagini varia a seconda del tempo trascorso dall'evento traumatico. Nella fase acuta iniziale (che va da 1 a 4 settimane dal trauma) ad essere preponderante è la captazione delle immagini vascolari e di *blood pool* alla scintigrafia trifasica in quanto la prima reazione rilevabile è la flogosi conseguente al danno. Nella fase subacuta invece (da 6 a 12 settimane dall'evento) si ha la formazione del callo osseo; quindi la captazione diverrà più evidente sulle immagini tardive a livello della rima di frattura e meno evidente nelle 2 precedenti (in quanto la vascolarizzazione della zona colpita tende a diminuire). Il callo osseo poi col tempo viene riassorbito lasciando il posto all'osso normale (anche per 1-2 anni dal trauma la scintigrafia è ancora in grado di rilevare alterazioni nella sede colpita)[25].

Fratture da stress

Lo stress muscolare a livello delle giunzioni osteo-tendinee, se intenso, può provocare un rimaneggiamento del tessuto osseo di tali zone (che funzionalmente ha come obiettivo il renderle più resistenti). Questo rimaneggiamento si produce con un'alternanza di archi temporali in cui prevale l'attività osteoblastica e di archi temporali in cui prevale quella osteolitica. Se uno stress molto intenso agisce quando è l'attività osteolitica a prevalere possono verificarsi micro (o anche macro) fratture a livello della zona interessata, spesso difficilmente rilevabili con la radiografia tradizionale. Anche in tal caso la sensibilità elevata della scintigrafia ossea può essere dirimente e consentire di classificare le lesioni a seconda dell'entità di captazione del tracciante[26].



Fratture da stress in un wrestler che lamentava dolore lombare cronico rilevate mediante SPECT/CT con indicatore osteotropo a livello del peduncolo di L4 e dell'ala sacrale destra.

Stadio	Descrizione
I	aumento della captazione lieve e solo a livello corticale
II	captazione più estesa ed intensa che in stadio I
III	più di metà dello spessore osseo è ipercaptante
IV	osso ipercaptante a tutto spessore

Nello studio della *spondilosi* (patologia dolorosa a livello lombare da carico, frequente causa di algie in giovani atleti senza traumi in anamnesi) lo studio scintigrafico SPECT riesce a localizzare meglio la patologia e anche a fornire informazioni sulla prognosi; in quanto una radiografia positiva accompagnata da scintigrafia negativa depone per inattività o guarigione della patologia (e quindi la escludono come causa del dolore riferito dal paziente).

Necrosi asettica della testa femorale

Questa patologia può avere varie eziologie. La forma primaria è più frequente nei bambini e può essere bilaterale (malattia di Legg-Calvé-Perthes) mentre quelle ad eziologia secondaria (traumi, trombosi, terapie con steroidi, vasculiti, dismetabolismi, anemie emolitiche) sono più frequenti negli adulti. Il quadro radiologico spesso è muto anche dopo 6 mesi dall'insorgenza mentre quello scintigrafico invece varia: una settimana - 10 giorni dopo l'evento acuto l'area infatti si presenta ipocaptante (la forma dovuta a terapie steroidee può invece presentare piccole aree non captanti assieme a zone captanti da rimaneggiamento osseo e microfratture). Dopo 3 settimane invece si osserva ipercaptazione da riparazione ossea. La sensibilità della metodica per questa patologia è intorno al 90% (può aumentare se si conduce anche l'indagine SPECT)[27].

Osteoporosi

In questo quadro clinico la scintigrafia ossea può mostrare eventuali fratture patologiche, anche misconosciute, specie a livello costale, del bacino e vertebrale dove si può notare un accorciamento della colonna e un'intensa e lineare ipercaptazione in caso di cedimento (che può essere ragionevolmente escluso se l'esame è negativo). La metodica può anche fornire una stima (suppur non precisa) della densità minerale ossea (aree ipocaptanti correlano per minore densità). Inoltre è utilizzata anche nella diagnosi differenziale con altri quadri clinici (ove è molto utile la SPECT, specie a livello lombare) e nell'evidenziare la diffusione della malattia nell'ambito scheletrico[28].

Osteomalacia

I pazienti affetti da questa patologia presentano intensa ipercaptazione a livello delle metafisi e dei centri di ossificazione delle ossa lunghe (tale quadro clinico è chiamato *chicken bone*)[29].

Iperparatiroidismo

I pazienti affetti spesso presentano ipercaptazione a livello delle ossa craniche, della spalla e dello sterno dovute al rimaneggiamento osseo indotto dal paratormone. Usando collimatori *pin-hole* ad alta definizione è anche possibile rilevare la tipica captazione sub-periostale (ad esempio a livello delle falangi)[30].

Osteodistrofia renale

Nei pazienti affetti da questa patologia spesso l'esame scintigrafico mostra ipercaptazione in tutto l'ambito scheletrico, con alcuni quadri "tipici" (sterno *a cravatta*, ipercaptazione della teca cranica). Dopo 24 ore la differenza di captazione fra osso e tessuti molli si fa ancora più marcata ed è possibile visualizzare anche calcificazioni a livello polmonare, renale e gastrico[30].

Malattia di Paget

Questa patologia si manifesta dapprima con un riassorbimento osseo, a cui segue poi una fase di apposizione con conseguente distruzione della struttura ossea originale e deposizione di tessuto fibroso ipervascolarizzato a livello dello spazio midollare. La prevalenza è maggiore nei maschi, pari all'1,5-3% nei soggetti oltre i 60 anni. Le lesioni di norma sono asintomatiche, a volte provocano dolore. Sono rilevabili mediante radiologia tradizionale in quanto deformano l'osso e comprendono zone con densità ossea varia e disomogenea.

La scintigrafia è usata spesso nell'analisi iniziale della malattia per vedere le zone colpite e ricercare eventuali complicanze. I segmenti più interessati sono: il bacino, la colonna vertebrale, il femore, la tibia, il cranio e meno frequentemente: clavicola, omero e avambraccio. La malattia può colpire una sola sede, ma spesso si espande in più punti[31].

Spondiloartriti

Sono malattie in cui è colpita l'entese; cioè i punti di inserzione di tendini, legamenti e fasce sulle ossa. Tipicamente la zona colpita è soprattutto lo scheletro assile. Le lesioni di queste patologie si vedono solo tardivamente con gli esami radiologici standard in quanto l'evoluzione di queste è lenta; la scintigrafia ossea consente invece di ottenere dati in tempi più brevi dall'esordio. Captazioni tipiche di queste patologie si rilevano a livello di: manubrio-sternale, costo-trasversario, sacro-iliaco (dove è possibile, anche mediante

studio SPECT, escludere quasi certamente la diagnosi di sacro-ileite se questa zona è negativa; o porre fondato sospetto se positiva, da confermare mediante TC) e nelle aree di inserzione tendinea. La captazione delle lesioni diminuisce col tempo, col formarsi delle sinostosi[32].

Artrite reumatoide

Questa malattia autoimmune ha una prevalenza dell'1% nella popolazione generale e colpisce in modo simmetrico la membrana sinoviale delle articolazioni (specie a livello delle articolazioni interfalangee distali) provocando deformità articolari e anche a volte coinvolgimento sistemico. Lo scheletro assile è di solito colpito tardivamente e con minor aggressività. La diagnosi e la stadiazione di questa patologia sono ben codificate ed effettuate mediante radiologia tradizionale in cui si osserva la reazione infiammatoria a livello articolare accompagnata dalle erosioni ossee e dall'osteoporosi cortico-subcontrale iuxarticolare. L'ecografia è invece usata nelle forme precoci di malattia che ancora non hanno coinvolto l'osso, mentre l'RMN consente di valutare sia i tessuti molli dell'articolazione sia l'osso, ottenendo anche informazioni prognostiche.

La scintigrafia ossea ha quindi un impiego limitato rispetto al passato. Le lesioni rilevabili con questa tecnica sono ipercaptazioni a livello delle zone colpite, più intense se le lesioni sono recenti. Le zone di osteoporosi iuxarticolare e le aree di erosione danno pure ipercaptazioni. Il principale vantaggio della scintigrafia è la sua capacità di rilevare lesioni precocemente, anche prima delle metodiche radiologiche tradizionali che sono in grado di dare risultati solo a danno osseo in corso; per questo è usata nella ricerca delle forme insorte da meno di 3 mesi (*early rheumatoid arthritis*) in cui una terapia adeguata può essere più efficace. Anche quando l'RMN è dubbia la scintigrafia può essere una valida opzione diagnostica, così come nella ricerca di complicanze come le fratture patologiche, che di solito colpiscono le vertebre, il collo femorale, la metafisi tibiale prossimale, le ossa iliache e i metatarsi[33].

Distrofia simpatico-riflessa

Questo quadro clinico spesso insorge dopo un eventro traumatico a carico dell'osso e consiste nell'apertura di shunt artero-venosi a livello della zona colpita mediata dal sistema simpatico, che si accompagna a dolore, impotenza funzionale, instabilità vasomotoria, gonfiore e distrofie cutanee). La scintigrafia trifasica mostra di solito, dopo 2 -3 mesi dall'esordio, un'ipercaptazione a livello delle aree colpite presente in tutte le fasi, anche se raramente specie nei bambini, possono presentarsi forme ipocaptanti. Per questa patologia la sensibilità della metodica scintigrafica è maggiore del 90%[34].

Displasia fibrosa dell'osso

Questa malattia porta a sostituire il tessuto osseo con tessuto fibroso. Spesso è asintomatica ma può esitare in fragilità delle zone colpite e in fratture. In alcune casi poi l'ipertrofia di questo tessuto può comprimere le terminazioni nervose danneggiandole. Il quadro scintigrafico delle aree colpite mostra zone captanti e ipocaptanti all'interno delle lesioni, che sono di composizione disomogenea (le aree fibrose non captano, mentre quelle costituite da tessuto osseo si). Inoltre anche le fratture se presenti mostrano ipercaptazione[35].

Miosite ossificante

È una rara patologia, spesso conseguente a traumi contusivi. L'aspetto è ipercaptante e la scintigrafia ossea è usata soprattutto per verificare che la lesione sia singola e nella diagnosi differenziale con altre condizioni cliniche[36].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 369-373.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 374.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 374-377.
4. ^ AR. Constable, RW. Cranage, *Recognition of the superscan in prostatic bone scintigraphy.*, in *Br J Radiol*, vol. 54, n. 638, febbraio 1981, pp. 122-5, PMID 7459549.
5. ^ AK. Thrupkaew, RE. Henkin; JL. Quinn, *False negative bone scans in disseminated metastatic disease.*, in *Radiology*, vol. 113, n. 2, novembre 1974, pp. 383-6, PMID 4419062.
6. ^ RS. Frankel, KW. Johnson; JJ. Mabry; GS. Johnston, *Normal bone radionuclide image with diffuse skeletal lymphoma. A case report.*, in *Radiology*, vol. 111, n. 2, maggio 1974, pp. 365-6, PMID 4594541.
7. Yuranga Weerakkody, Frank Gaillard, *Superscan*, Radiopaedia.org. URL consultato il 20 maggio 2013.
8. TG. Goergen, A. Taylor; N. Alazraki, *The missing kidneys sign: a minfestation on bone scan of widespread metastatic disease.*, in *Nuklearmedizin*, vol. 15, n. 4, agosto 1976, pp. 204-5, PMID 980799.
9. ^ LR. Witherspoon, L. Blonde; SE. Shuler; DB. McBurney, *Bone scan patterns of patients with diffuse metastatic carcinoma of the axial skeleton.*, in *J Nucl Med*, vol. 17, n. 4, aprile 1976, pp. 253-7, PMID 176333.
10. TH. Cheng, BL. Holman, *Increased skeletal:renal uptake ratio: etiology and characteristics.*, in *Radiology*, vol. 136, n. 2, agosto 1980, pp. 455-9, PMID 6447313.
11. ^ I. Fogelman, BD. Collier; ML. Brown, *Bone scintigraphy: Part 3. Bone scanning in metabolic bone disease.*, in *J Nucl Med*, vol. 34, n. 12, dicembre 1993, pp. 2247-52, PMID 8254419.
12. ^ DJ. Pradeep, GP. Clunie; RA. Watts; RC. Nightingale, *Hyperparathyroid bone disease--an unusual and memorable condition.*, in *Ann Rheum Dis*, vol. 65, n. 9, settembre 2006, p. 1244, DOI:10.1136/ard.2006.053801, PMID 16905581.
13. A. Gentili, SD. Miron; LP. Adler; EM. Bellon, *Incidental detection of urinary tract abnormalities with skeletal scintigraphy.*, in *Radiographics*, vol. 11, n. 4, luglio 1991, pp. 571-9, PMID 1887112.
14. ^ CC. Chen, MP. Andrich; JM. Mican; DD. Metcalfe, *A retrospective analysis of bone scan abnormalities in mastocytosis: correlation with disease category and prognosis.*, in *J Nucl Med*, vol. 35, n. 9, settembre 1994, pp. 1471-5, PMID 8071694.
15. ^ J. Khoury, J. Jerushalmi; HI. Cohen; N. Loberant; A. Zaina, *Super scan leading to definitive diagnosis in a patient with recurrent syncope.*, in *Clin Nucl Med*, vol. 28, n. 11, novembre 2003, pp. 886-9, DOI:10.1097/01.rlu.0000093084.55297.f5, PMID 14578701.
16. ^ WM. Sy, D. Patel; H. Faunce, *Significance of absent or faint kidney sign on bone scan.*, in *J Nucl Med*, vol. 16, n. 6, giugno 1975, pp. 454-6, PMID 1159496.
17. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 381.
18. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 383.
19. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 383-384.
20. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 384-385.
21. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 393-394.
22. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 394.
23. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 386-388.
24. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 388.
25. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 389-390.
26. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 390-391.
27. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 391-392.
28. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 395-397.

29. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 397.
30. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 398.
31. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 399-400.
32. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 400-402.
33. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 402-403.
34. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 392.
35. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 392-393.
36. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 394-395.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Voci correlate

- Scintigrafia
- medicina nucleare
- SPECT
- Tomografia ad emissione di positroni
- scintigrafia con granulociti marcati
- Radiologia del sistema osteo-articolare

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **scintigrafia ossea (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Bone_scintigraphy_images?uselang=it)**

Collegamenti esterni

- (EN) Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24791151) sull'efficacia terapeutica del radio 223.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 25703 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=25703)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_ossea&oldid=119194449"

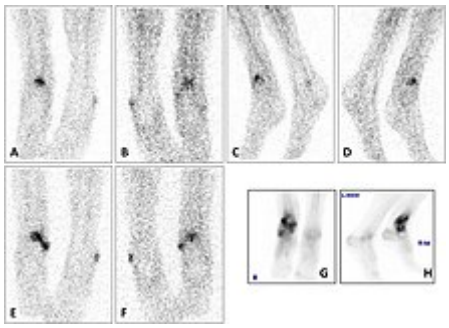
Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 10 mar 2021 alle 22:14.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia con granulociti marcati

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Per **scintigrafia con granulociti marcati** (indicata anche come **scintigrafia con leucociti marcati**) si intende un esame diagnostico di medicina nucleare utilizzato per cercare sedi di infezione nell'organismo. Ciò è possibile mediante la marcatura dei granulociti neutrofili del paziente con un radioisotopo. Queste cellule, dirigendosi nel siti infetti, ne permetteranno la localizzazione mediante gamma camera. Questo esame è usato anche nella valutazione della risposta alle terapie antibiotiche e nel valutare estensione ed intensità dei fenomeni infettivi.



Paziente con osteomielite. A-D scansione a 4 ore con granulociti marcati; E-F scansione a 24 ore con granulociti marcati, G scansione tardiva con farmaco osteotropo che mostra accumulo di questo nella stessa sede ove si accumulano i globuli bianchi marcati

Indice

Principali indicazioni cliniche
- Infezioni ossee
- Piede diabetico
- Infezioni di protesi vascolari
- Endocardite
- Febbre di origine sconosciuta
- Infezioni cerebrali
- Malattie infiammatorie intestinali

Scintigrafia con granulociti marcati *in vitro*

Distribuzione *in vivo* dei granulociti

Scintigrafia con granulociti marcati *in vivo*

Note

Bibliografia

Principali indicazioni cliniche

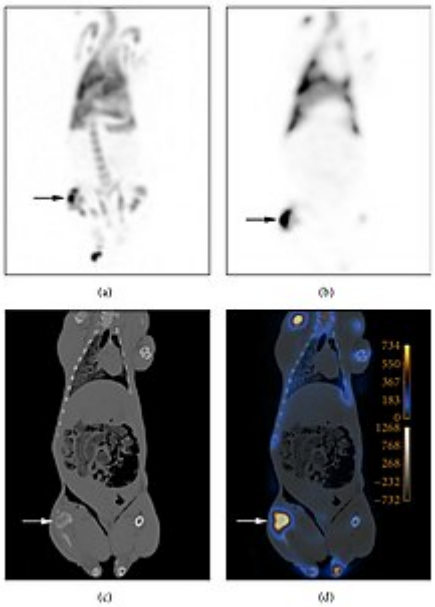
La scintigrafia con granulociti marcati è indicata per:

- sospette infezioni di protesi ortopediche, ossee (osteomielite, artrite settica). Nello studio delle protesi la scintigrafia con leucociti marcati viene eseguita per distinguere le mobilizzazioni asettiche da quelle settiche dopo aver eseguito una scintigrafia ossea trifasica o anche subito in caso di sospetto clinico molto forte e/o protesi impiantata da poco tempo (in tali casi la scintigrafia ossea trifasica sarebbe in ogni caso positiva in modo aspecifico).
- valutazione dell'estensione di processi infettivi noti
- valutazione della risposta a terapia antibiotica (dopo un tempo minimo di sospensione di questa per evitare falsi negativi)

- valutazione pre-reimpianto di protesi ortopediche
- piede diabetico
- infezioni di protesi vascolari
- endocardite
- febbre di origine sconosciuta
- infezioni cerebrali
- malattie infiammatorie intestinali (morbo di Chron e rettocolite ulcerosa)

Infezioni ossee

Nella diagnosi di artrite settica acuta, nei casi dubbi, la scintigrafia con granulociti marcati ha una sensibilità maggiore della scintigrafia ossea trifasica, mostrando accumulo dei globuli bianchi in corrispondenza del liquido sinoviale infetto e anche nella diagnosi di osteomielite l'esame mostra una buona accuratezza. Nella spondilodiscite invece l'esame è spesso negativo anche in presenza di infezione in quanto l'edema presente nella zona infetta impedisce spesso ai leucociti di raggiungere la zona interessata (In tale sospetto clinico pertanto l'esame non è indicato; lo è invece la risonanza magnetica). In caso di spondilodiscite post-chirurgica le metodiche radiologiche possono non essere dirimenti per la presenza degli esiti dell'intervento (in tali casi la PET con FDG o la scintigrafia con gallio possono aiutare nella diagnosi differenziale)[1].



modello sperimentale di osteomielite su maialino infettato con stafilococco aureo e sacrificato dopo iniezione di leucociti marcati con ^{111}In-Oxina. La freccia evidenzia l'accumulo di leucociti a livello del terzo prossimale della tibia, sede dell'infezione primaria. Altri accumuli sono evidenti a livello del femore distale e del III e IV metatarso

Piede diabetico

La scintigrafia con granulociti marcati, mediante metodica SPECT, consente di differenziare l'interessamento osseo e/o extraosseo da parte della malattia[2].

Infezioni di protesi vascolari

In ambito addominale la scintigrafia con leucociti marcati mostra un'elevata sensibilità diagnostica e consente inoltre di rilevare ulteriori focolai infettivi nel resto del corpo (provocati da embolismo settico)[3].

Endocardite

La scintigrafia con granulociti marcati può essere utile nel caso di reperti dubbi all'ecocardiografia, nel sospetto di embolismo settico o per valutare la risposta alla terapia antibiotica[4].

Febbre di origine sconosciuta

L'esame può essere utile, assiene alle altre metodiche di imaging e non, nel determinare la causa della malattia[5].

Infezioni cerebrali

Nella maggior parte dei casi si tratta di ascessi. La scintigrafia con granulociti marcati, eventualmente completata con acquisizione SPECT del cranio, presenta un'accuratezza del 90% (utile nel caso TC o RMN siano dubbie). La metodica però non permette di discriminare la presenza di una lesione neoplastica ascessualizzata da un ascesso. In tali casi può essere utile l'esecuzione di una scintigrafia con marcatori di cellularità (MIBI o Tallio-201). È utile nella diagnosi utilizzare la scala riportata nella tabella sotto (i gradi +++ e ++++ sono spesso da riferire ad ascessi)[6].

Grado	Descrizione
0	Assenza di captazione a livello della lesione interessata
+	Captazione uguale alla teca cranica
++	Captazione superiore alla teca cranica
+++	Captazione uguale alla base cranica
++++	Captazione superiore alla base cranica

Malattie infiammatorie intestinali

La scintigrafia con granulociti marcati può essere utile per definire l'attività della patologia e ricercarne il coinvolgimento extra-addominale. Le acquisizioni delle immagini sono di solito fatte più precocemente per evitare artefatti dovuti all'eliminazione del tecnezio per via intestinale ed è possibile utilizzare una scala (vedi tabella sotto) per classificare le aree di captazione a livello intestinale[7].

Grado	Descrizione
0	Assenza di captazione a livello della regione interessata
+	Captazione inferiore all'ala iliaca
++	Captazione uguale all'ala iliaca
+++	Captazione uguale al fegato
++++	Captazione superiore al fegato

Scintigrafia con granulociti marcati *in vitro*

La marcatura dei granulociti neutrofili *in vitro* si effettua dopo prelievo di sangue da una vena del paziente che deve essere a digiuno. Il sangue così ottenuto viene quindi portato in un laboratorio dove i leucociti o i granulociti (a seconda del tipo di marcatura effettuata, vedi dopo) sono separati dalle restanti cellule del sangue mediante processi di sedimentazione e centrifugazione, oltre che con la tecnica del doppio gradiente (quest'ultima metodica consente di ottenere una popolazione quasi unicamente costituita da granulociti). Una volta ottenuta una popolazione cellulare questa verrà messa a contatto con opportuni radiofarmaci che consentiranno di marcarla con un particolare isotopo radioattivo prima di procedere alla reiniezione nel paziente della stessa. Quando si dispone di una popolazione di granulociti sarà possibile marcare questa con farmaci come ^{111}In-Ossina, mentre nel caso si disponga di una popolazione di leucociti (che comprende tutte le cellule della serie bianca) sarà necessario usare un radiofarmaco che consenta di marcare in modo specifico solo i granulociti neutrofili (^{99m}Tc-HMPAO). Per ottenere un esame ottimale i granulociti una volta iniettati nel corpo del paziente devono mantenere un comportamento il più possibile simile a quello fisiologico e l'isotopo radioattivo deve permanere all'interno della cellula in cui è stato incorporato per evitare la visualizzazione indesiderata di altri distretti corporei. Dato che gli isotopi utilizzati sono elementi metallici questi da soli non

potrebbero essere utilizzati nella marcatura, pertanto nel permettere tale processo si usano dei chelanti, come ad esempio l'ossina, che favoriscono l'attraversamento della membrana cellulare da parte degli isotopi stessi. L'indio poi una volta entrato nella cellula verrà trattenuto dal nucleo impedendone la fuoriuscita. Sostanze come l'ossina però consentono al radioisotopo impiegato di entrare in tutti i tipi di cellule (e per tal ragione nel suo uso è necessario ottenere una popolazione pura di granulociti neutrofili). Utilizzando invece come chelante l'HMPAO è possibile marcare in modo specifico solo i neutrofili in quanto questa sostanza viene assorbita selettivamente solo da questi. Una volta dentro la cellula la struttura ad anello della molecola viene rotta e il tecnezio liberato nel citoplasma. Col tempo però il tecnezio libero, al contrario dell'indio, fuoriesce dal granulocita in un processo chiamato *eluizione*.

La marcatura *in vitro* dei leucociti richiede l'utilizzo di personale addestrato e di apparecchiature adeguate a ridurre il rischio biologico sia per i pazienti sia per gli operatori[8].

Le immagini sono acquisite di solito a diversi intervalli di tempo per verificare che le cellule marcate si accumulino nei siti di sospetta infezione. Nel sospetto di patologia addominale l'uso dell ^{111}In-ossina consente di non avere accumulo aspecifico di radioattività nell'intestino, evidente invece alle acquisizioni tardive usando nella marcatura il ^{99m}TC-HMPAO per il fenomeno dell'eluizione descritto prima (si può ovviare a questo inconveniente usando tempi di acquisizione più precoci). Dato che le cellule marcate tendono ad accumularsi anche a livello del midollo osseo, nel caso di reperti dubbi può essere utile eseguire un'ulteriore scintigrafia con nanocolloidi (il cui accumulo è selettivo per il sistema reticolo-endoteliale)

Distribuzione *in vivo* dei granulociti

Le sedi fisiologiche di accumulo dei globuli bianchi sono la milza, il fegato, il midollo osseo e il polmone. L'entità della captazione polmonare nel tempo è un indice della funzionalità dei leucociti marcati *in vitro*. Di solito, a 30 minuti dall'iniezione, la captazione polmonare è inferiore a quella del fegato che a sua volta è inferiore a quella della milza. Un'aumentata ed omogenea captazione polmonare di solito è legata a un'attivazione dei leucociti con loro ritenzione a livello del primo letto capillare a valle del sito di iniezione, mentre un aspetto disomogeneo del polmone (con aspetto focale degli accumuli) è indice di aggregazione delle cellule iniettate. In presenza di questi quadri scintigrafici la quota di cellule disponibili per localizzare i siti di infezione diminuisce. Di solito la captazione polmonare scompare quasi completamente entro 90 minuti dall'iniezione, se questa persiste per più di 4 ore potrebbe essere suggestiva di patologia polmonare. Anche una captazione del fegato maggiore rispetto alla milza è un indice di presenza di cellule danneggiate[9].

Scintigrafia con granulociti marcati *in vivo*

La marcatura *in vivo* dei granulociti neutrofili consentì di evitare le problematiche sopra descritte della marcatura *in vitro*. Viene eseguita infatti più semplicemente iniettando direttamente nel corpo del paziente degli anticorpi monoclonali marcati con ^{99m}Tc (^{99m}Tc-IgG) in grado di riconoscere alcuni antigeni di tali cellule della serie bianca. La distribuzione di queste molecole è in realtà leggermente differente rispetto ai leucociti marcati *in vitro*. Tali sostanze infatti arrivano nei siti di infezione principalmente in modo aspecifico (secondari all'infiammazione in tali sedi) e solo qui, legandosi ad alcune glicoproteine di superficie dei granulociti, conferiscono specificità all'indagine mantenendo la radioattività in sede nel tempo. I risultati migliori con queste molecole si ottengono nello studio dello scheletro appendicolare. Lo svantaggio principale è la produzione in alcuni soggetti di anticorpi umani antimurini (HAMA, questi anticorpi sono prodotti da plasmacellule di topo) che, oltre a rendere critica la ripetizione dell'esame per la formazione di immunocomplessi con l'anticorpo somministrato, possono anche essere pericolosi per la possibile insorgenza di reazioni allergiche alla seconda somministrazione. L'uso di frammenti di anticorpo (^{99m}Tc-FAP) per via della loro clearance più rapida ha permesso una riduzione del rischio di formazione degli HAMA [10].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 512-520.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 521-523.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 523-525.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 525-527.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 528-529.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 527-528.
7. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 509-511.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 502-503.
9. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 503-505.
10. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 505.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_con_granulociti_marcati&oldid=102323094"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 24 gen 2019 alle 16:31.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

SPECT cerebrale perfusionale

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

SPECT cerebrale perfusionale

Procedura medica

Una gamma camera

Tipo	Diagnostica medico-nucleare
Anestesia	no

Sinonimi

SPECT cerebrale

Gli studi **SPECT di perfusione cerebrale** utilizzano radiofarmaci in grado di oltrepassare la barriera emato-encefalica (BEE) e quindi di concentrarsi a livello del tessuto cerebrale in funzione del flusso ematico (rCBF: *Regional Cerebral Blood Flow*). Dato che i neuroni non hanno riserve energetiche, un eventuale aumento delle richieste di ossigeno e metaboliti a livello del tessuto nervoso può essere compensato solo da un contemporaneo aumento del flusso sanguigno a livello della regione interessata. Questa particolare correlazione fra flusso sanguigno e metabolismo cerebrale è la base teorica su cui poggiano tutti gli studi funzionali eseguiti con questa metodica (la perfusione cerebrale è direttamente correlata col metabolismo del glucosio a livello del tessuto nervoso, rilevabile direttamente utilizzando la PET con FDG). Il principale fattore che correla con un aumento del metabolismo/flusso ematico cerebrale sembra essere l'attività sinaptica (specie quella mediata dal neurotrasmettitore eccitatorio glutammato). È possibile che siano gli astrociti (parte del sistema delle cellule gliali) a mediare la vasodilatazione dei capillari locoregionali rispondendo al rilascio di questa sostanza nella sinapsi stessa. La SPECT cerebrale di perfusione è ora meno utilizzata in quanto la PET con FDG, ove disponibile, fornisce immagini con maggiore *risoluzione spaziale*. Per comprendere meglio l'argomento trattato è bene leggere anche le voci, demenza, ictus, attacco ischemico transitorio, morte cerebrale ed epilessia.

Indice

Radiofarmaci utilizzati

Indicazioni

Esecuzione dell'esame

Note

Bibliografia

Radiofarmaci utilizzati

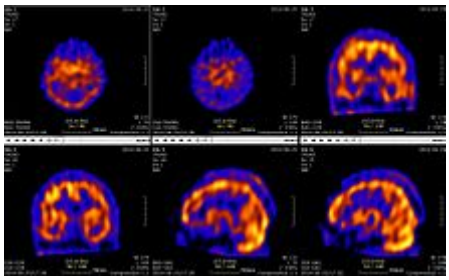
Il primo utilizzato fu lo Xeno-133 (un gas nobile ed idrofobico, quindi in grado di attraversare la barriera emato-encefalica) ormai abbandonato per la complessità di gestione dovuta alla sua volatilità e alla cooperazione del paziente necessaria nel processo di inalazione, così come la sua rapida clearance dal cervello e il breve tempo di acquisizione delle immagini che richiedeva strumentazione dedicata. Successivamente sono

entrate in commercio le ammine marcata con Iodio-123; composti in grado di superare anch'essi la BEE e legarsi ai recettori per le anfetamine; e infine i radiofarmaci tecneziati ^{99m}TC-ECD e il ^{99m}TC-HMPAO (quest'ultimo è l'unico ancora disponibile in commercio)[1].

Indicazioni

La SPECT cerebrale perfusionale è indicata nello studio delle seguenti condizioni cliniche (ove non si dispone di un tomografo PET. In generale anche le metodiche di imaging morfologico come TC e RM ne hanno limitato molto l'utilizzo)[2]:

- demenze (pattern differenti di ipometabolismo possono aiutare il neurologo nella diagnosi differenziale)
- malattie cerebro-vascolari *acute*, come ictus cerebri ischemico e TIA; in tali casi rispetto alla PET presenta il vantaggio di essere, in linea teoria, più facilmente utilizzabile in condizioni di urgenza per via della maggiore maneggevolezza dei radiofarmaci tecneziati. Tale esame nella valutazione delle ischemie acute è più preciso e precoce delle metodiche morfologiche nel definire la zona di *penombra ischemica* in vista di trattamenti mirati e consente (solo utilizzando l'HMPAO) di evidenziare anche il fenomeno della *perfusione di lusso* che si ha in aree in realtà compromesse dal punto di vista metabolico dopo ripristino del flusso ematico (e sono associate a una peggiore prognosi secondaria al danno da riperfusione). L'esame si utilizza anche per valutare l'ischemia *cronica*, in cui può essere effettuata anche una valutazione dopo somministrazione di acetazolamide. Questo farmaco infatti causa vasodilatazione cerebrale diffusa, ma meno spiccata nelle aree con deficit perfusivi.

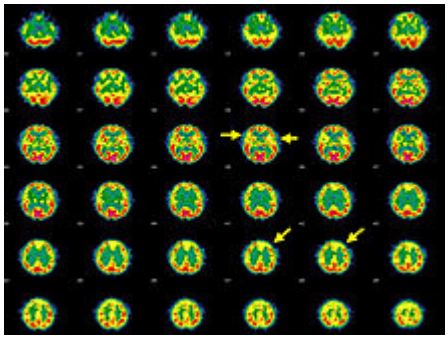


SPECT perfusionale basale (BAS) e dopo somministrazione di acetazolamide (DIA, Abbreviazione di *Diamox*, nome commerciale del farmaco)

- diagnosi di morte cerebrale
- epilessia: studi in fase critica, cioè durante la crisi, ed intercritica. Le immagini in fase critica mostrano un'area di ipercaptazione del tracciante a livello del focus epilettogeno, facilitandone l'identificazione in vista di un trattamento chirurgico ablativo utile nelle epilessie farmaco-resistenti. Lo studio intercritico è utilizzato come confronto e per eseguire una sottrazione all'immagine critica coregistrata con appositi software, utile a migliorare l'accuratezza del metodo.
- disturbi del movimento
- traumi cerebrali

Esecuzione dell'esame

Prima di effettuare l'esame il paziente non deve assumere sostanze che possano alterarne i risultati (in particolare caffè, the, fumo, alcool, alcuni farmaci) e deve essere isolato da stimoli esterni disturbanti per lo stesso motivo (il paziente può venire bendato, fatto stazionare in una stanza tranquilla e gli viene messo preventivamente un accesso venoso ove il radiofarmaco verrà successivamente iniettato senza provocare fastidio). Eventuale sedazione deve essere somministrata almeno 10 minuti dopo la somministrazione del tracciante e questa deve avvenire dopo alcuni minuti dalla preparazione del paziente citata sopra. Le immagini vengono acquisite dopo 15-20 minuti dall'iniezione (per migliorare il rapporto segnale-fondo) mediante una gamma camera equipaggiata con collimatori per basse energie e ad alta risoluzione o *fam beam* e mediante metodo tomografico.



Sezioni transassiali di un esame ricostruito

La ricostruzione delle immagini viene poi eseguita mediante retroproiezione *filtrata* o *iterativa* ed è di solito effettuata una correzione per l'attenuazione mediante il *metodo di Chang* in modo da osservare meglio le strutture più interne dell'encefalo. Questo metodo pressupone che la testa del paziente attenui uniformenente i fotoni gamma provenienti dal cervello stesso secondo la legge di attenuazione lineare (pressuppone anche che la testa abbia densità uniforme, uguale a quella dell'acqua). Tale correzione è effettuata con l'aiuto di apposite ROI (Regioni di Interesse) posizionate dall'operatore sull'immagine che aiutano il software a identificare i contorni del cranio. L'immagine così ricostruita viene anche orientata secondo piani anatomici standard (come quello occipito-frontale) prima della lettura. La principale fonte di errori nelle immagini è il movimento della testa del paziente durante l'acquisizione delle stesse.

La refertazione avviene nella maggior parte dei casi mediante osservazione diretta delle immagini (analisi *qualitativa*). Sono utilizzabili anche l'analisi *semiquantitativa* mediante Regioni di Interesse o quella *Statistico-Parametrica*. I valori di captazione sono normalizzati prima dei confronti (statistici e non) rapportandoli con un'area di solito non influenzata dai processi morbosi, in modo da rendere confrontabili i dati di diversi soggetti con differente metabolismo e attività somministrata. Di solito si utilizzano il ponte o il cervelletto come regioni di riferimento[3].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 469.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 469-471.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 471-478.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=SPECT_cerebrale_perfusionale&oldid=102583924"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 6 feb 2019 alle 00:42.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Neuroimaging del sistema dopaminergico

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Le tecniche medico-nucleari di **imaging del sistema dopaminergico** consentono di ottenere bioimmagini che mostrano la distribuzione di vari target coinvolti nella trasmissione sinaptica dopaminergica (che cioè usa come neurotrasmettitore la dopamina). Questi target possono essere: recettori per questo neurotrasmettitore (sia pre sia post-sinaptici), il suo ricaptatore, la sua sintesi o il suo trasporto nelle vescicole sinaptiche. In definitiva quindi con queste tecniche è possibile rilevare funzionamento e distribuzione delle sinapsi dopaminergiche a livello encefalico. Per tale ragione tali tecniche sono utilizzate soprattutto per lo studio dei disturbi del movimento (che includono sia la malattia di Parkinson sia sindromi a essa simili chiamate "parkinsonismi").

A tal proposito, la sinapsi di solito studiata con queste tecniche è quella fra i neuroni della *pars compacta* della sostanza nera e il nucleo striato (diviso nei nuclei *caudato* e *putamen*). Nella diagnosi differenziale fra malattia di Parkinson e parkinsonismi trova indicazione anche la scintigrafia miocardica con MIBG.

Indice

Radiofarmaci disponibili

Imaging del trasportatore dopaminergico (DAT)
- Esecuzione dell'esame
- Analisi delle immagini

PET con F-DOPA

Imaging dei recettori post-sinaptici dopaminergici

Note

Bibliografia

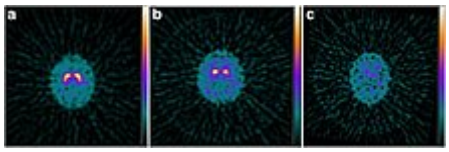
Radiofarmaci disponibili

Numerose molecole, sia per imaging SPECT (con gamma camera) sia PET, sono state sviluppate allo scopo e mirando a differenti bersagli.

Target	Alcune molecole disponibili
DOPA decarbossilasi	^{18}F-DOPA (tracciante PET, si comporta come la levodopa e viene convertita da questo enzima in fluorodopamina.
Trasportatore vescicolare VMAT2	^{11}C-DTBZ (tetrabenazina)
Recettori dopaminergici postsinaptici	^{123}I-IBZM, ^{18}F-Fallypride
Ricaptatore della dopamina (DAT)	^{123}I-FP-CIT (conosciuto anche col suo nome commerciale: *DATscan*), ^{123}I-β-CIT, ^{99m}Tc-TRODAT

Imaging del trasportatore dopaminergico (DAT)

I traccianti che legano il trasportatore DAT sono degli analoghi della cocaina (che non presentano effetti biologici vista la bassissima dose necessaria per ottenere le immagini). La SPECT con FP-CIT è indicata nella diagnosi differenziale fra malattia di Parkinson e tremore essenziale e fra malattia di Alzheimer e demenza a corpi di Lewy (solo nella malattia di Parkinson, nei parkinsonismi e nella demenza a corpi di Lewy è presente un danno al sistema dopaminergico)[1].



SPECT con ^{123}I-FP-CIT di un paziente affetto da Tremore Essenziale (sinistra), Malattia di Parkinson (centro) e Demenza a corpi di Lewy (destra)

Esecuzione dell'esame

Prima dell'iniezione del radiofarmaco si somministra perclorato di potassio o soluzione di Lugol per via orale in modo da prevenire la captazione dello iodio-123 che si stacca dalla molecola da parte della tiroide. L'unica accertata interferenza farmacologica con l'esame è quella dovuta agli antidepressivi (in particolare la sertralina e il bupropione), che andrebbero sospesi alcuni giorni prima dell'esame. I farmaci antiparkinsoniani non producono alcuna interferenza su queste immagini, che vanno acquisite dalle tre alle sei ore dopo l'iniezione per avere il miglior rapporto segnale/fondo (l'FP-CIT tende inizialmente ad accumularsi in tutti i neuroni, per poi fuoriuscire dalle aree meno ricche di DAT).

Non è necessario il digiuno e nemmeno l'isolamento da stimoli disturbanti. L'elaborazione e la ricostruzione delle immagini sono simili a quelle di una SPECT cerebrale perfusionale. Controindicazioni all'esecuzione di questo esame sono la gravidanza e l'allattamento (quest'ultima relativa se si provvede a scartare il latte per tre giorni). In alcuni casi il paziente può provare dolore nel sito di iniezione per via dell'etanolo contenuto nel flacone di farmaco. L'esame espone a radiazioni ionizzanti in modo simile a un esame TC[2].

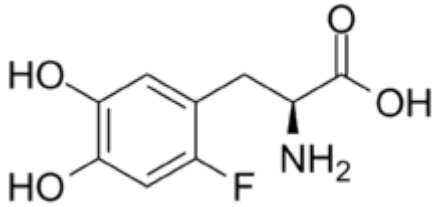
Analisi delle immagini

Una scansione normale è caratterizzata da una simmetrica e intensa distribuzione del ligando a livello di entrambi gli striati, con scarsa attività a livello del fondo corticale. Quest'analisi puramente visiva è detta *qualitativa*. Di solito la degenerazione neuronale incomincia interessando in maniera asimmetrica i *putamen* (spesso dal lato controlaterale a quello dove si manifestano i sintomi, in quanto le vie nervose sono crociate). È anche possibile effettuare un'analisi *semiquantitativa* utilizzando delle Regioni di Interesse (ROI) da sovrapporre ai due striati (distinguendo caudati e putamen) e una regione corticale per la stima del "fondo" di legame "aspecifico" del radiofarmaco a livello corticale (di solito a livello della corteccia occipitale).

Tali ROI possono essere disegnate a mano o anche ricavate da una RM coregistrata all'acquisizione del paziente. Successivamente, per rendere confrontabili i dati del paziente con quelli del resto della popolazione sana, si procede calcolando il *binding potential* (BP) con la formula visibile sotto. Il confronto dei valori di BP ottenuti dall'immagine del paziente con dei valori di normalità permette di supportare un eventuale giudizio nel referto. Un software gratuito e automatizzato che consente di effettuare in maniera completamente automatica questa procedura è stato sviluppato presso l'Università di Genova (*Basal Ganglia Matching Tool*)[3].

PET con F-DOPA

La ^{18}F-DOPA è stato il primo tracciante utilizzato per lo studio del sistema dopaminergico. Non presenta particolari vantaggi rispetto alle altre molecole (più facilmente maneggevoli) perciò è ormai meno utilizzata. Si somministra previo blocco della DOPA decarbossilasi periferica ottenuto somministrando carbidopa per via orale prima dell'iniezione (questo impedisce alla F-DOPA di essere degradata dall'enzima presente fuori dal sistema nervoso centrale, e quindi di raggiungere a questo livello concentrazioni più elevate, con miglioramento della qualità delle immagini).



Formula chimica dell'F-DOPA

È possibile acquisire sia immagini dinamiche per 90 minuti nel caso si voglia studiare in dettaglio la cinetica della sostanza tramite complessi modelli matematici (attraversamento della barriera emato-encefalica, conversione in fluorodopamina, accumulo nelle vescicole sinaptiche e sua dismissione) sia statiche a 90 minuti. La fluorodopa può essere utilizzata anche in ambito oncologico: effettuando una scansione al corpo intero è utile infatti per lo studio dei tumori secernenti catecolamine, in quanto tende ad accumularsi anche in queste cellule neoplastiche[4].

Imaging dei recettori post-sinaptici dopaminergici

Il primo radiofarmaco gamma emittente sintetizzato per visualizzare i recettori dopaminergici post-sinaptici a livello degli striati è stato lo ^{123}I-IBZM. Questa sostanza ha una struttura chimica simile alla sulpiride e lega i recettori dopaminergici D2. Nella malattia di Parkinson il danno è a livello dei neuroni della sostanza nera, di conseguenza, almeno nelle fasi iniziali di malattia, non si rileva con questo esame una diminuzione di captazione del tracciante (a volte tale valore può addirittura incrementare rispetto alla norma, come forma di compenso). Nei parkinsonismi atipici invece il danno è primariamente a livello degli striati, con conseguente diminuzione dei recettori D2 posti a tale livello e conseguente alterazione delle immagini. Per tale ragione la SPECT con IBZM può essere utilizzata nella diagnosi differenziale fra malattia di Parkinson e parkinsonismi atipici.

Moltissime sostanze interferiscono con questa metodica (antiparkinsoniani, antipsicotici, xantine come caffè, tè, cioccolato, e altre). Per tale motivo, e anche perché è obbligatorio usare metodi di valutazione *semiquantitativi* nell'interpretazione delle immagini non sempre ottimali, anche questa tecnica è oggi meno utilizzata. Radiofarmaci PET in studio dovrebbero in futuro permettere una più agevole valutazione, anche *qualitativa*, di questo tipo di target[5].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 487.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 487-488.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 488-491.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 491-492.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 492-493.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Neuroimaging_del_sistema_dopaminergico&oldid=109458123"

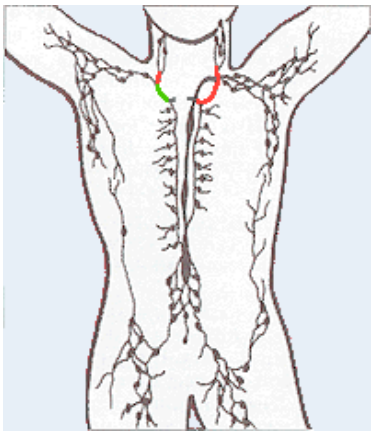
Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 16 dic 2019 alle 16:53.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Linfonodo sentinella

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Per **linfonodo sentinella** (L.S.) s'intende il primo linfonodo a essere raggiunto da eventuali metastasi a partenza dai tumori maligni che diffondono per via linfatica.



Sistema linfatico

Indice

Anatomia
Diffusione metastatica dei tumori
Radicalità chirurgica nella chirurgia senologica
Tecnica della biopsia a livello mammario
Significato del L.S.
Indicazioni e controindicazioni
Conclusioni
Note
Voci correlate
Altri progetti
Collegamenti esterni

Anatomia

Il sistema linfatico è formato da una fitta rete di piccoli canali periferici, i *capillari linfatici* che, dopo aver raccolto la linfa dagli spazi intercellulari, la drenano in vasi di diametro maggiore, i *collettori linfatici*. I collettori, analogamente a quanto accade per le vene, confluiscono in vasi di calibro crescente per terminare in due grossi tronchi: il *dotto linfatico destro*, che raccoglie la linfa della porzione sopra-diaframmatica destra del corpo ed è tributario della vena succlavia destra, e il *dotto toracico*, cui giunge tutta la linfa delle regioni sotto-diaframmatiche più quella della parte sopra-diaframmatica sinistra, tributario della vena succlavia sinistra. Per il tramite delle succlavie, afferenti alla vena cava superiore, la circolazione linfatica termina immettendosi in quella ematica.

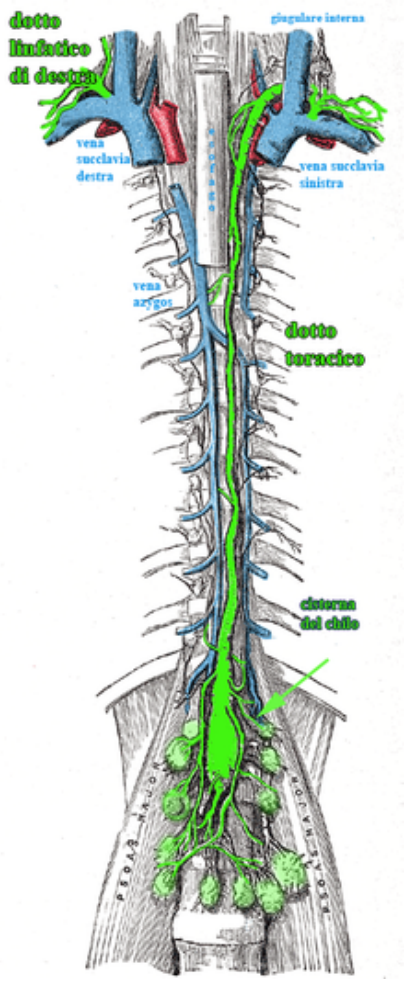
Il percorso dei collettori linfatici è interrotto dai linfonodi, strutture specifiche formate da tessuto linfoide aggregato in noduli, che possono essere unici o più spesso raggruppati in vere e proprie *stazioni linfonodali* o *linfocentri*. La sequenza di collettori e linfonodi costituisce le *catene linfatiche* che decorrono affiancate ai vasi sanguigni, cosa che peraltro ne agevola l'identificazione nel corso degli interventi chirurgici, da cui prendono il nome: catena linfatica dell'arteria gastrica, catena linfatica para-aortica, catena linfatica dell'arteria mammaria interna, catena linfatica dell'arteria mesenterica inferiore.

I linfonodi, in quanto centri nodali della rete linfatica, rappresentano il punto d'arrivo dei collettori pre-nodali, provenienti anche da zone diverse, e di partenza dei collettori post-nodali, in numero minore rispetto a quelli afferenti, rivolti in varie direzioni. Ciò determina la caratteristica del sistema linfatico per cui un distretto anatomico o un determinato organo, avvolto in una fitta ragnatela di capillari, può drenare verso una o più catene linfatiche e ogni stazione linfonodale, a sua volta, può ricevere linfa anche da più organi o distretti anatomici.

Un organo che si presta bene alla esemplificazione di questo concetto è la mammella che può drenare, oltre che verso il diaframma e la parete toracica, in particolare nei:

- linfonodi posti medialmente alla ghiandola e che formano la catena dell'arteria mammaria interna, tributaria del linfocentro sopraclavicolare
- linfonodi della mammella contro-laterale
- linfonodi della catena linfatica ascellare che partendo dalla ghiandola si porta in alto verso il cavo omonimo. I linfonodi di questo linfocentro sono in media una trentina e sono distribuiti in sottogruppi variamente classificati. Un criterio è quello di identificarli in base alla loro posizione rispetto al muscolo piccolo pettorale (M.P.P.):
  - linfonodi dell'ascella inferiore o di I livello posti lateralmente al bordo esterno del M.P.P.
  - linfonodi dell'ascella media o di II livello, posti tra il bordo mediale e quello laterale del M.P.P.
  - linfonodi dell'apice dell'ascella o di III livello, posti medialmente al margine interno del muscolo.

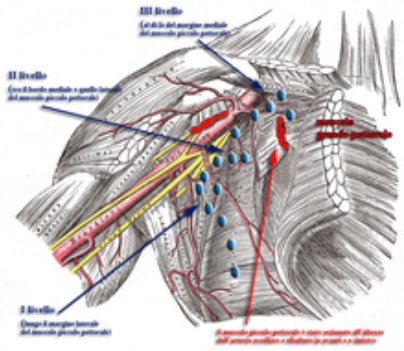
Numerose ricerche riguardanti la dinamica del drenaggio linfatico della mammella hanno dimostrato che la quasi totalità della linfa proveniente dalla ghiandola segue la via ascellare[1][2], mentre una parte minima intorno all'1-3% segue la via mammaria interna[3].



I grandi tronchi linfatici

Diffusione metastatica dei tumori

La principale caratteristica dei tumori maligni, oltre all'aggressività locale, dovuta alla capacità di infiltrare e distruggere i tessuti e le strutture circostanti, è quella di disseminare metastasi per via ematica e/o linfatica.
Nella diffusione per via linfatica le cellule malate, dopo essersi staccate dal tumore, invadono i capillari e/o i collettori e, seguendo il flusso della linfa, raggiungono i linfonodi, dove, almeno temporaneamente, rimangono bloccate. Successivamente, infatti, possono passare nei collettori post-linfonodali portandosi in altri linfonodi, e così via, fino a concludere il loro percorso nei tronchi linfatici principali e di lì nella circolazione ematica.
A questo punto le metastasi, trasportate dal sangue in ogni parte dell'organismo, possono colonizzare dovunque riproducendo il tumore da cui sono originate.



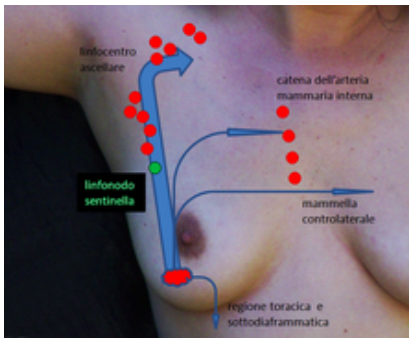
Linfatici della catena ascellare

La diffusione delle metastasi per via linfatica presenta alcuni aspetti peculiari rispetto a quella che segue la via ematica.
È più lenta, perché deve seguire l'intero percorso linfatico (venendo anche frenata, come detto, dai linfonodi) prima di raggiungere il circolo sanguigno e diventare sistemica.
Procede in modo sequenziale, nel senso che le metastasi, avanzando lungo la catena linfatica, invadono i linfonodi incominciando da quello che incontrano per primo (il linfonodo sentinella), e proseguendo via via con tutti gli altri fino a coinvolgere l'intero linfocentro.
Risulta prevedibile in quanto segue le catene linfatiche e raggiunge le stazioni linfatiche tributarie dell'organo colpito dalla neoplasia.

Drenaggi linfatici della mammella

Per questo motivo in chirurgia oncologica è importante conoscere la topografia delle vie di drenaggio dei visceri e distretti anatomici. Ciò consente al chirurgo di prelevare un linfonodo, di regola il linfonodo sentinella, o più linfonodi in sequenza, da sottoporre a esame istologico estemporaneo.
Il numero e il grado di coinvolgimento dei linfonodi esaminati fornirà informazioni utili sulla aggressività del tumore e sulla entità della sua diffusione loco-regionale e consentirà di effettuare la stadiazione della malattia (lo stato dei

linfonodi costituisce uno dei tre parametri impiegati per la Classificazione TNM) e di stabilirne la prognosi. Servirà infine a orientare l'operatore verso il tipo di intervento che meglio garantisca la necessaria radicalità chirurgica.



Drenaggio linfatico della mammella

Radicalità chirurgica nella chirurgia senologica

Il concetto di radicalità è basato sul principio che l'asportazione chirurgica di un tumore maligno, per essere veramente completa, deve comprendere in blocco il tessuto malato, quelli circostanti e le catene linfatiche locali.

L'intervento, anche se destruente e mutilante, come nel caso della mastectomia radicale, si rende necessario per impedire che una exeresi limitata lasci in loco strutture che, anche se apparentemente indenni, potrebbero invece essere state già invase dalla neoplasia e diventare successivamente focolaio di disseminazione metastatica.

Questo criterio nasceva dall'ipotesi, dominante alla fine del XIX secolo, che le neoplasie fossero *malattie a carattere locale* quindi inizialmente circoscritte e capaci di dare metastasi soltanto nelle fasi più avanzate. Di conseguenza mentre in presenza dei tumori più grossi la terapia chirurgica imponeva l'exeresi allargata con la speranza che non fosse tardiva, nei tumori più piccoli e quindi più recenti essa veniva considerata indispensabile per bloccare il rischio di future disseminazioni metastatiche.
Questa concezione improntò particolarmente il trattamento chirurgico del cancro della mammella dove in nome della radicalità si giunse a praticare addirittura, in casi selezionati, la mastectomia associata all'amputazione interscapolare[4], intervento che fortunatamente fu presto abbandonato.

L'acquisizione nel tempo di nuove conoscenze relative alla biologia dei tumori[5], e in particolare la scoperta che le neoplasie maligne devono essere considerate *malattie sistemiche* in quanto capaci di diffondere cellule metastatiche già al loro esordio, ha portato negli anni a una revisione del concetto di radicalità, con ripercussioni significative sull'approccio chirurgico in particolare ai tumori in fase iniziale e che rappresentano attualmente la quota predominante.
Oggi si ritiene che per queste neoplasie non sia opportuno ricorrere a demolizioni ampie solo per motivi profilattici quando vi sono molte probabilità che le metastasi periferiche siano già presenti. È più opportuna una exeresi limitata comunque sufficiente a eradicare il tessuto malato, lasciando alla terapia adiuvante il compito di combattere le eventuali disseminazioni sistemiche.
Al vecchio concetto *piccolo tumore... grande intervento* si è sostituito l'altro: *piccolo tumore... piccolo intervento*.

Per quanto riguarda il ruolo della linfadenectomia vale lo stesso principio. L'asportazione dei linfonodi invasi dalle cellule tumorali è opportuna e necessaria. Ma quella dei linfonodi liberi da malattia appare inutile e dannosa, considerata la funzione immunitaria e di filtro del tessuto linfatico.

In alcuni casi, e uno di questi è rappresentato dal cancro della mammella in fase iniziale, lo svuotamento della catena linfatica ascellare indenne risulta addirittura spropositato nell'ottica di una chirurgia che, come giustamente si pretende nel rispetto della fisicità femminile, sia minimamente invasiva.
Peraltro è noto che nel caso di quest'organo la via di diffusione metastatica predominante è quella linfatica per cui la linfadenectomia radicale, in mancanza di indagini strumentali capaci di stabilire il grado di coinvolgimento dei linfonodi, ha rappresentato da sempre un caposaldo della chirurgia oncologica della mammella, oltretutto per la capacità di fornire dati essenziali alla stadiazione e prognosi della malattia.
La biopsia con esame istologico estemporaneo del linfonodo sentinella ha dimostrato di poter sopperire a entrambe le esigenze: quella di evitare una linfadenectomia inutile e quella di poter fornire le indicazioni necessarie considerato il suo alto valore predittivo.

Tecnica della biopsia a livello mammario

I primi esperimenti furono fatti utilizzando il metodo della *colorazione vitale* che consiste nell'iniettare qualche minuto prima dell'intervento *patent blu - V* o *biosolfan blu* in prossimità del tumore. Il colorante diffonde rapidamente nella rete linfatica raggiungendo il linfonodo sentinella, che può essere agevolmente identificato per la sua colorazione blu.
La percentuale piuttosto alta di insuccessi portò alla sperimentazione di metodi alternativi basati sull'impiego di traccianti radioattivi e che diedero risultati migliori. A tale scopo si inietta nella regione peritumorale, per via intra o sotto-dermica albumina sierica marcata con tecnezio (99 m) che abbastanza rapidamente raggiunge il L.S.

Questa tecnica, rispetto alla precedente, è molto più indaginosa e costosa perché richiede ambienti protetti e personale specializzato in medicina nucleare ma è quella maggiormente praticata nei centri di senologia. Volendo, dopo qualche ora, si può eseguire una scintigrafia che fissa l'immagine della diffusione del tracciante nella rete linfatica e consente di individuare il L.S. che viene marcato in modo indelebile in corrispondenza della sua proiezione cutanea.

Colorazione vitale di un Linfonodo Sentinella in sede ascellare

Al momento dell'intervento il chirurgo riesce a reperire il linfonodo sentinella osservandone la colorazione blu, se è stato usato il colorante vitale, o rilevandone l'alto tasso di radioattività, dovuto alla concentrazione del tracciante, mediante una sonda speciale, *Gamma Probe*, fatta passare in corrispondenza dell'area linfonodale (che può essere stata precedentemente marcata nel corso della scintigrafia)[6].

È allo studio un metodo sperimentale, volto a evidenziare il linfonodo sentinella nel cavo ascellare senza ricorrere a traccianti radioattivi. Il protocollo di ricerca, validato dal Ministero della Salute, prevede l'utilizzo di un colorante biologico e non radioattivo – il verde indocianina o ICG. L'ICG viene iniettato sottocute nel quadrante interessato dalla neoplasia, in sala operatoria, appena dopo l'induzione dell'anestesia generale. A questo punto, stimolato da una lampada a raggi infrarossi, il colorante diventa fluorescente e si può vedere e seguire il suo percorso sottocute, fino al raggiungimento del linfonodo sentinella[7].

La corretta individuazione del linfonodo sentinella, in mani esperte, raggiunge valori molto alti, del 95-99%, se vengono usati insieme il colorante vitale e il tracciante radioattivo e consente di esaurire il trattamento chirurgico della neoplasia in un'unica seduta[8][9].

Significato del L.S.

La metodica è stata proposta negli anni settanta nella terapia del cancro del pene e del testicolo. Nel 1989 cominciò a essere impiegata nel trattamento del melanoma e successivamente, alla metà degli anni novanta, in quello del cancro della mammella[10][11][12] per estendersi, infine, a tutti gli organi.

Il successo della tecnica, che ormai è parte integrante della terapia chirurgica dei tumori maligni, è legato all'importanza delle risposte che l'esame istologico può fornire:

1. La presenza di metastasi nel L.S. attesta che è in atto una diffusione locale del tumore. Non permette di stabilire il grado di coinvolgimento della catena linfatica ma, avendone accertato lo stato patologico, pone un'indicazione precisa all'exeresi della neoplasia 'allargata' anche a questa struttura (linfoadenectomia radicale).
2. Il mancato riscontro di cellule neoplastiche nel L.S. porta a escludere la diffusione della malattia, almeno a livello linfatico. In questo caso tuttavia si possono sollevare alcune obiezioni:

- il risultato potrebbe essere negativo in quanto per errore tecnico o per preparazione insufficiente non è stato prelevato il linfonodo sentinella.
- si potrebbe trattare di un 'falso negativo'. Cosa possibile ammettendo che le metastasi, per qualche motivo, abbiano *saltato* il L.S. raggiungendo direttamente quelli successivi.
- la mancanza di metastasi nel linfonodo sentinella non esclude che possano essere presenti in altre vie linfatiche.

A questi dubbi, che in qualche misura inficiano l'attendibilità dell'esame, sono state date risposte convincenti, nel corso degli anni, da numerosi studi scientifici sull'argomento. Nella maggior parte dei casi si tratta di ricerche che riguardano la patologia mammaria, settore in cui la biopsia del linfonodo sentinella si è rapidamente affermata come valida alternativa allo svuotamento linfatico del cavo ascellare. Oggi pertanto si ritiene che:

- l'impiego combinato del metodo della colorazione vitale associato a quello radioisotopico permette di identificare il L.S. nella quasi totalità dei casi (dal 93% al 99%)[13][14]
- dal punto di vista della stadiazione oncologica la biopsia del solo L.S. si pone come valida alternativa alla dissezione ascellare radicale essendo risultata predittiva in oltre il 95% dei casi[15][16][17].

- la presenza di metastasi nel linfonodo sentinella giustifica la linfoadenectomia radicale ascellare. La loro assenza, in una determinata categoria di tumori, la controindica.[18][19][20][21]

Indicazioni e controindicazioni

La biopsia del L.S. ha delle indicazioni ben precise:[22][23]

- È opportuna in presenza di tumori singoli di diametro inferiore o uguale a 3 cm, quindi riconducibile, nella Classificazione TNM a un T1-T2, e in cui i linfonodi ascellari non siano apprezzabili clinicamente. Poiché, relativamente a questo gruppo, si calcola che i linfonodi siano coinvolti in circa il 30% dei casi, ciò significa che nel restante 60-70% delle donne non sono presenti metastasi e che quindi una biopsia del L.S. con esito negativo serve a evitare a due donne su tre una linfoadenectomia inutile.

Le controindicazioni alla biopsia sono:

- La multicentricità della neoplasia intesa come presenza di aree tumorali in quadranti diversi della stessa mammella.
- I tumori di diametro superiore ai 3 cm. In questi casi la possibilità di metastasi nei linfonodi ascellari è superiore al 60% e inoltre è molto alto il rischio che il L.S. possa essere 'saltato'.
- La presenza di linfonodi apprezzabili clinicamente.
- Lo stato di gravidanza o allattamento.

Conclusioni

La biopsia del L.S. è entrata stabilmente nel protocollo del trattamento chirurgico di molti tumori maligni riscuotendo particolari consensi in campo senologico ove si pone come alternativa alla linfoadenectomia ascellare. Le ragioni di questa preferenza possono essere così sintetizzate:

- I tumori maligni hanno una capacità metastatizzante che è in funzione della loro grandezza. Alta in quelli di maggiore volume, si calcola intorno al 10% per quelli di circa 1 cm e pari al 5% nelle neoplasie di 0,5 cm. Pertanto non è accettabile la decisione di astenersi *per principio* dalla linfadenectomia in presenza dei tumori più piccoli.
- Appare scontato che la diagnosi del cancro della mammella sarà sempre più precoce e i tumori saranno svelati in una fase a bassa capacità metastatica per cui, in questi casi, la linfadenectomia di principio sarebbe eccessiva.
- La linfoadenectomia ascellare risponde completamente a ogni esigenza di tipo diagnostico e prognostico ma è un intervento molto invasivo, è gravato da alcune complicazioni anche gravi (linfedema), richiede maggiori tempi di recupero e quindi comporta aumento dei tempi di degenza e aggravi dei costi sanitari e sociali.
- La biopsia del L.S. ha un'alta capacità predittiva che, in caso di negatività, raggiunge valori intorno al 96%. Pertanto la possibilità che gli altri linfonodi della catena siano coinvolti è di circa il 4% e una eventuale ripresa locale della malattia non supera il 3% dei casi.

Pertanto sembra razionale subordinare l'eventuale linfoadenectomia a quei casi in cui la biopsia del L.S. accerti una compromissione metastatica della catena linfatica. In caso contrario la sua negatività servirà a fornire un elemento utile alla stadiazione della malattia ai fini prognostici e terapeutici, concludendo di fatto il trattamento chirurgico.

Può accadere tuttavia che si debba fare ricorso a un nuovo intervento a seguito di una discrepanza tra i risultati dell'esame istologico 'estemporaneo' e quelli dell'esame 'definitivo', allestito di norma dall'anatomo patologo per una valutazione più accurata e definitiva. Che il secondo esame evidenzi metastasi sfuggite al primo è improbabile, mentre è possibile che l'esame di un maggior numero di sezioni di tessuto, a volte dello spessore di pochi micron, permetta di svelare la presenza di micro-metastasi.

Inizialmente la presenza di micro-metastasi poneva l'indicazione alla linfoadenectomia da eseguire nel corso di un secondo intervento, ma col tempo e grazie ai risultati di numerosi lavori si è giunti alla conclusione che essa può essere anche evitata[24][25] e sostituita con una opportuna terapia citostatica o radiante.

Questa posizione non è unanimemente condivisa e il trattamento in presenza di micro-metastasi da alcuni viene considerato un autentico 'dilemma'[26].

Note

1. ^ S. David Nathanson, MD, D. Lynne Wachna, RN, BSN, Donna Gilman, MD, Kastytis Karvelis, MD, Suzanne Havstad, MS and John Ferrara, MD - Pathways of Lymphatic Drainage From the Breast - Annals of Surgical Oncology 8:837-843 (2001)
2. ^ Giuliano AE, Kirgan DM, Guenther JM, Morton DL - Lymphatic mapping and sentinel lymphadenectomy for breast cancer - Ann Surg. 1997 Jan;225(1):126-7
3. ^ Hultborn KA, Larsson LG, Ragnhult I: The lymph drainage from the breast to the axillary and parasternal lymph nodes, studied with the aid of colloidal Au198. Acta Radiologica 1955, 43(1):52-64
4. ^ Prudente, A. Melega H. -L'Amputation interscapulo-mammo-thoracique. (Techniqueet résultats). J. Chir., Paris, 65 (12):729,1949.
5. ^ Fisher B, Redmond C, Fisher ER. The contribution of recent NSABP clinical trials of primary breast cancer therapy to an understanding of tumor biology — an overview of findings - Cancer 1980, 46:1009-1025
6. ^ Tommaso G. Lubrano, "Scienze della vita: Cancro al seno, biopsia intelligente meno demolizioni", La Stampa - Tuttoscienze, 23/06/1999 *Copia archiviata* (**PDF**), su *ernia.org*. URL consultato il 3 marzo 2010 (archiviato dall'url originale il 5 novembre 2013).
7. ^ Dott. Melchisede Bartolomei, "Un colorante per scovare i tumori ed evitare iniezioni radioattive", il Resto del Carlino, 29/04/2013 [1] (http://qn.quotidiano.net/salute/2013/04/29/880945-colorante_scovare_tumori.shtml)
8. ^ Tommaso G. Lubrano "SCIENZA DELLA VITA CANCRO AL SENO Biopsia intelligente meno demolizioni" *Copia archiviata*, su *archivio.lastampa.it*. URL consultato il 14 ottobre 2008 (archiviato dall'url originale il 14 settembre 2009).
9. ^ Albertini JJ, Lyman GH, Cox C et al. Lymphatic mapping and sentinel node biopsy in the patients with breast cancer. J Am Med Ass 1996; 276:1818-1822.
10. ^ Tanis PJ, Nieweg OE, Valdés Olmos RA, Th Rutgers EJ, Kroon BB - History of sentinel node and validation of the technique- Breast Cancer Res. 2001;3(2):109-12. Epub 2001 Jan 23
11. ^ Giuliano AE, Dale PS, Turner RR, Morton DL, Evans SW, Krasne DL - Improved axillary staging of breast cancer with sentinel lymphadenectomy - Ann Surg. 1995 Sep;222(3):394-9;
12. ^ Veronesi U, Zurrida S - Optimal Surgical Treatment of Breast Cancer - Oncologist. 1996;1(6):340-346.
13. ^ O'Hea BJ, Hill AD, El-Shirbiny AM, Yeh SD, Rosen PP, Coit DG, Borgen PI, Cody HS 3rd - Sentinel lymph node biopsy in breast cancer: initial experience at Memorial Sloan-Kettering Cancer Center - Am Coll Surg. 1998 Apr;186(4):423-7
14. ^ Cody HS 3rd - Sentinel lymph node mapping in breast cancer - Oncology (Williston Park). 1999 Jan;13(1):25-34; discussion 35-6, 39, 43
15. ^ Giuliano AE.- Sentinel lymphadenectomy in primary breast carcinoma: an alternative to routine axillary dissection - J Surg Oncol. 1996 Jun;62(2):75-7
16. ^ Nwariaku FE, Euhus DM, Beitsch PD, Clifford E, Erdman W, Mathews D, Albores-Saavedra J, Leitch MA, Peters GN - Sentinel lymph node biopsy, an alternative to elective axillary dissection for breast cancer - Am J Surg. 1998 Dec;176(6):529-31
17. ^ Feldman SM, Krag DN, McNally RK, Moor BB, Weaver DL, Klein P. - Limitation in gamma probe localization of the sentinel node in breast cancer patients with large excisional biopsy - J Am Coll Surg. 1999 Mar;188(3):248-54
18. ^ Travagli JP, Atallah D, Mathieu MC, Rochard F, Camatte S, Lumbroso J, Garbay JR, Rouzier R. - Sentinel lymphadenectomy without systematic axillary dissection in breast cancer patients: predictors of non-sentinel lymph node metastasis - Eur J Surg Oncol
19. ^ Gipponi M. - Clinical applications of sentinel lymph-node biopsy for the staging and treatment of solid neoplasms - Minerva Chir. 2005 Aug;60(4):217-33.
20. ^ Veronesi U, Galimberti V, Paganelli G, Maisonneuve P, Viale G, Orecchia R, Luini A, Intra M, Veronesi P, Caldarella P, Renne G, Rotmensz N, Sangalli C, De Brito Lima L, Tullii M, Zurrida S. - Axillary metastases in breast cancer patients with negative sentinel nodes: a follow-up of 3548 cases -Eur J Cancer. 2009 May;45(8):1381-8. Epub 2009 Jan 6.

21. ^ Gentilini O, Veronesi P, Gatti G, Intra M, Mazzarol G, Trifirò G, Bassi F, Caliskan M, Da Lima L, Galimberti V, Luini A. - Conservative approach for breast cancer. The experience of the European Institute of Oncology - Minerva Chir. 2007 Dec;62(6):447-58.
22. ^ Veronesi U, Paganelli G, Galimberti V et al. *Sentinel-node biopsy to avoid axillary dissection in breast cancer wiyh clinically negative limph-nodes*. Lancet 1997:394:1864-1874.
23. ^ Silverstain et al. *Axillary limph node dissection for T1a brest carcinoma. Is it indicated?*. Cancer 1994; 73 :664-667.
24. ^ Houvenaeghel G, Nos C, Giard S, Mignotte H, Esterni B, Jacquemier J, Buttarelli M, Classe JM, Cohen M, Rouanet P, Penault Llorca F, Bonnier P, Marchal F, Garbay JR, Fraisse J, Martel P, Fondrinier E, Tunon de Lara C, Rodier JF. - A nomogram predictive of non-sentinel lymph node involvement in breast cancer patients with a sentinel lymph node micrometastasis - Eur J Surg Oncol. 2009 Jul;35(7):690-5. Epub 2008 Nov 28.
25. ^ Bulte CS, van der Heiden-van der Loo M, Hennipman A. - Axillary recurrence rate after tumour negative and micrometastatic positive sentinel node procedures in breast cancer patients, a population based multicenter study. - Eur J Surg Oncol. 2009 Jan;35(1):25-31. Epub 2008 Jul 21.
26. ^ Grabau D - Breast cancer patients with micrometastases only: is a basis provided for tailored treatment? - Surg Oncol. 2008 Sep;17(3):211-7. Epub 2008 May 23.

Voci correlate

- Chirurgia della mammella
- Mastectomia
- Melanoma

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **Linfonodo sentinella (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Sentinel_lymph_node_biopsy?uselang=it)**

Collegamenti esterni

- Tecnica del linfonodo sentinella: https://web.archive.org/web/20070504025843/http://www.ieo.it/italiano/innovazioni/metod_sentinel.shtml
- *Ilmelanoma.com: linfonodo sentinella nel melanoma*, su *ilmelanoma.com*.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Linfonodo_sentinella&oldid=107080431"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 10 ago 2019 alle 14:59.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Linfoscintigrafia degli arti

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **linfoscintigrafia degli arti** (superiori o inferiori) è una metodica non invasiva di medicina nucleare che permette di studiare la funzionalità del sistema linfatico nei casi in cui esso sia compromesso (linfedema primario o secondario a chirurgia, radioterapia, trauma, parassitosi o post-linfangitico) poiché consente di caratterizzare il trasporto del radiofarmaco lungo il circolo linfatico profondo e superficiale come normale o alterato, o visualizzare i rispettivi linfonodi tributari ed evidenziare l'esistenza di cortocircuito, stenosi, by-pass o flusso cutaneo anterogrado o retrogrado ("*dermal back flow*")[1].

Indice

Indicazioni cliniche all'esame

Preparazione del paziente

Radiofarmaci utilizzati

Modalità di esecuzione dell'esame

- Linfoscintigrafia bicompartimentale per lo studio del circolo linfatico superficiale e profondo
- Linfoscintigrafia monocompartimentale per lo studio del circolo linfatico superficiale

Interpretazione delle immagini

Note

Bibliografia

Indicazioni cliniche all'esame

- Identificazione dei pazienti con filariasi asintomatica/presintomatica, prima che si manifestino i sintomi della malattia;
- Valutazione dei pazienti con alta prevalenza di episodi di erisipela ricorrente (cellulite, linfangite) senza causa apparente, per definire la presenza di patologia linfatica sconosciuta;
- Selezione dei pazienti nei quali eseguire interventi di profilassi e monitoraggio degli stessi;
- Identificazione dei pazienti ad alto rischio di sviluppare patologia linfatica prima di intervento chirurgico di linfoadenectomia;
- Documentazione del riarrangiamento linfatico post-linfoadenectomia o post-radioterapia, per stabilire la reale necessità di terapia riabilitativa fisica e/o farmacologica.[2]

Preparazione del paziente

Non è prevista alcuna preparazione propedeutica all'esame; non deve sussistere uno stato di gravidanza accertato o presunto.

Radiofarmaci utilizzati

Per la linfoscintigrafia degli arti vengono somministrati 18-37 MBq in piccoli volumi di ^{99m}Tc-trisolfuro di antimonio o ^{99m}Tc-solfuro colloide o ^{99m}Tc-nanocolloide HSA, nel range di 0,10-0,20 mL per ciascuna aliquota.

Modalità di esecuzione dell'esame

Per studiare il sistema linfatico si può procedere secondo i seguenti protocolli di acquisizione:

Linfoscintigrafia bicompartimentale per lo studio del circolo linfatico superficiale e profondo

1. Si inizia con 2 siringhe di radiocolloide iniettate lateralmente e medialmente sotto l'aponeurosi profonda di mani o piedi, per la visualizzazione del sistema linfatico profondo.;

2. Si applica una compressione moderata sulla parte iniettata per 30-60 secondi, e si invita il paziente a praticare esercizio fisico per 3-5 minuti (camminare, flesso-estensione di mani o piedi).;

3. Acquisizione delle immagini del sistema linfatico profondo (completate in genere entro circa 45 minuti);

4. Si effettua l'iniezione per il sistema linfatico superficiale, intra-dermicamente sul dorso delle mani o dei piedi, progressivamente al II, III e IV spazio metacarpale o metatarso-falangeo;

5. Si applica una compressione moderata sulla parte iniettata per 30-60 secondi, e si invita il paziente a praticare esercizio fisico per 3-5 minuti;

6. Si procede all'acquisizione delle immagini dinamiche o statiche seguite da quelle total body.

Linfoscintigrafia monocompartimentale per lo studio del circolo linfatico superficiale

1. Si effettua l'iniezione intra-dermica sul dorso delle mani o dei piedi, progressivamente al II, III e IV spazio metacarpale o metatarso-falangeo.;

2. Si applica una compressione moderata sulla parte iniettata per 30-60 secondi, e si invita il paziente a praticare esercizio fisico (3-5 min);

3. Si procede all'acquisizione delle immagini dinamiche o statiche, seguite da quelle total body[2].

Interpretazione delle immagini

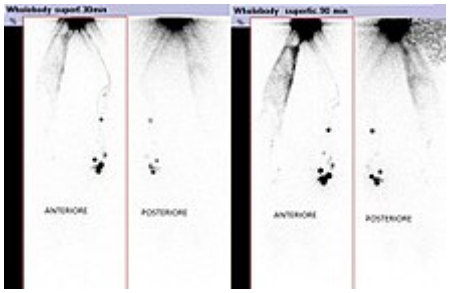
La valutazione delle indagini ha lo scopo di determinare la pervietà dei vasi linfatici, la presenza o meno di circoli collaterali, la visualizzazione dei linfonodi delle principali stazioni degli arti e la presenza di flusso cutaneo retrogrado ("*dermal flow*" o "*dermal back flow*"), anche in relazione ad eventuali asimmetrie di lato[3].

Note

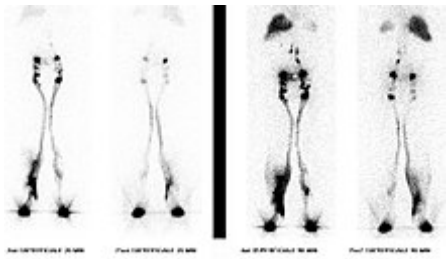
1. ^ *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 698.
2. *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 699-700.
3. ^ *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 703.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.



Linfoscintigrafia degli arti superiori di una paziente operata di linfoadenectomia ascellare destra, con successiva compromissione del drenaggio linfatico omosede.



Linfoscintigrafia degli arti inferiori in un paziente con anamnesi positiva per linfedema primario. A destra si evidenzia il cosiddetto "dermal backflow".

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Linfoscintigrafia_degli_arti&oldid=116020397"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 12 ott 2020 alle 20:16.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia delle ghiandole salivari

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia delle ghiandole salivari** è una indagine diagnostica di medicina nucleare volta ad analizzare l'integrità della funzione secretoria delle ghiandole salivari maggiori (parotidi e sottomandibolari), studiando l'andamento nel tempo della concentrazione parenchimale del radiofarmaco adoperato, il pertecnetato marcato con tecnezio radioattivo, e come essa si modifichi dopo la somministrazione di uno stimolo secretivo acido (più frequentemente succo di limone per via orale)[1].

Indice

Indicazioni all'esame
Preparazione
Modalità di esecuzione
Analisi delle immagini
Quadri clinici osservabili
Note
Bibliografia

Indicazioni all'esame

La scintigrafia delle ghiandole salivari viene richiesta tutte le volte in cui vi sia un sospetto clinico o biochimico-strumentale di:

- Scialoadeniti croniche, che si manifestano con xerostomia o secchezza delle fauci: Sindrome di Sjögren[2] primitiva, connettiviti autoimmuni, sarcoidosi, esiti di trattamenti radioterapici del distretto testa-collo.
- Scialoadeniti acute, di origine batterica o virale.
- Calcolosi salivare
- Neoplasie benigne (es. Tumore di Warthin) o maligne (es. carcinoma mucoepidermoide, carcinoma duttale)
- Valutazione nel follow-up delle paralisi del VII nervo cranico (nervo faciale).

Preparazione

Non è necessaria alcuna preparazione propedeutica all'esame: non sono previsti né il digiuno, né alcuna sospensione di terapie mediche in atto. Per le pazienti in età fertile, controindicazione all'esame è la presenza di uno stato di gravidanza accertata o presunta.

Modalità di esecuzione

Il razionale della scintigrafia delle ghiandole salivari si basa sulla capacità delle cellule sierose e mucose che compongono le ghiandole salivari, di captare l'anione pertecnetato, che viene successivente secreto, quale componente della saliva, all'interno del cavo orale. Tale meccanismo avviene sotto il controllo del sistema nervoso parasimpatico.

Viene adoperata una gamma-camera a grande testata con collimatori LEHR (Low Energy High Resolution), col paziente posizionato supino sul lettino della stessa e la testata in posizione anteriore, quanto più possibile vicino alla regione indagata. Viene impostato quindi uno studio dinamico che inizia al momento dell'iniezione endovena del ^{99m}Tc-pertecnetato (185 MBq, 5 mCi) e dura circa 30 minuti (in taluni protocolli di acquisizione anche 45-60'[1]). A metà dell'acquisizione dinamica, che finora ha avuto lo scopo di studiare la fase di accumulo parenchimale, viene somministrato tramite una cannuccia il succo di limone (o qualsiasi altro stimolo secretivo), come test di stimolo della secrezione salivare[3]. È fondamentale per la corretta riuscita dell'esame che il paziente rimanga immobile nella posizione predefinita (fonte di errore è il movimento del paziente dell'esame, che non consente un'adeguata valutazione delle immagini e la successiva elaborazione grafica).

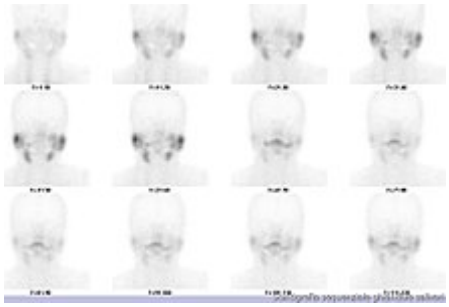
Analisi delle immagini

Una volta terminato l'esame, si valuta qualitativamente la funzione delle ghiandole salivari osservando l'entità dell'accumulo del radiofarmaco in esse, rispetto alle strutture viciniori (es. fondo radioattivo e tiroide). Successivamente vengono disegnate delle ROI (Region Of Interest, cioè si delimitano graficamente, contornandole, le aree dell'immagine così ottenuta in corrispondenza delle 4 ghiandole salivari maggiori) ed i softwares dedicati analizzano come varino i conteggi nel tempo, creando delle curve attività-tempo che mostrano le variazioni nel tempo della concentrazione di radiofarmaco in ciascuna ghiandola esaminata. Tramite queste curve è anche possibile vedere come queste si riducano al sopraggiungere dello stimolo secretivo in casi di conservata funzionalità.

Dopo aver osservato eventuali asimmetrie di lato e differenze fra ghiandole parotidi e sottomandibolari, collateralmente si dovrebbe valutare qualitativamente anche la distribuzione del radiofarmaco a livello della tiroide ed annotare eventuali anomalie (es. ingrandimenti della ghiandola tiroidea in toto, noduli caldi o aree di ipocaptazione).

Quadri clinici osservabili

- Scialoadeniti croniche: progressiva riduzione della captazione del radiofarmaco per sostituzione fibrosa del tessuto ghiandolare normofunzionante, proporzionale al grado di compromissione funzionale.
- Scialoadeniti acute: la captazione del tracciante è aumentata per iperemia ed aumento volumetrico delle ghiandole.
- Calcolosi salivare: in questo caso è importante effettuare il test di stimolo acido per valutare il grado di ostruzione dei dotti salivari.
- Neoplasie benigne o maligne: si osservano delle aree focali di accumulo di radiocomposto.



Studio dinamico in un paziente con normale funzionalità delle ghiandole salivari.

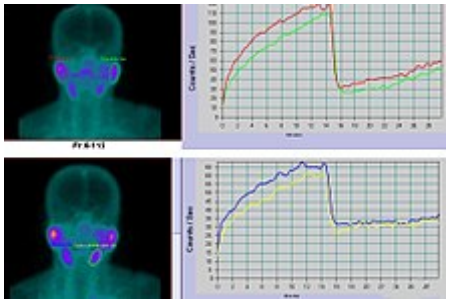
Note

1. *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, 2010.
2. ^ Arrago JP et al., *Scintigraphy of the salivary glands in Sjögen's syndrome.*, in *Journal of Clinical Pathology*, 1987.

3. ^ (EN) *Sjögren's Syndrome | SpringerLink*, DOI:10.1007/978-0-85729-947-5. URL consultato il 3 dicembre 2017.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.



Curve attività-tempo in un paziente con normale funzionalità delle ghiandole salivari.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_delle_ghiandole_salivari&oldid=105088715"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 24 mag 2019 alle 16:56.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia per la ricerca di angiomi epatici

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia per la ricerca di angiomi epatici** è una metodica non invasiva di Medicina Nucleare alla quale vengono sottoposti i pazienti che presentino il sospetto di un angioma in sede epatica (fegato) alle indagini morfologiche (es. ecografia, TC addome). Il radiofarmaco utilizzato da somministrare per via endovenosa al paziente il ^{9m}Tc-pertecnetato[1].

Indice

Preparazione del paziente

Somministrazione del radiofarmaco

Protocolli di acquisizione

Analisi ed interpretazione delle immagini

Sorgenti di errore

Note

Bibliografia

Preparazione del paziente

Non vi è alcuna preparazione all'esame; sono consentite sia la regolare assunzione di farmaci che di cibo e/o liquidi.

Somministrazione del radiofarmaco

Tecnica "in vitro" (con maggior resa di marcatura, ma più invasiva)

Prima della somministrazione del radiofarmaco, vengono prelevati 1-3 cc di sangue eparinato del paziente (10-15 U di eparina/mL), vengono quindi aggiunti pirofosfato stannoso (necessario per la marcatura in quanto agente riducente del ^{99m}Tc-pertecnetato), acido citrico, citrato di sodio, destrosio ed infine una dose elevata (925 MBq) di ^{99m}Tc-pertecnetato in massimo 3 mL. Dopo circa 20 minuti di incubazione, si può iniettare per via endovenosa al paziente[1].

Resa di marcatura ≥ 95%.

Tecnica "in vivo" (con minor resa di marcatura, ma più comunemente utilizzata)

La tecnica prevede la marcatura endovenosa degli eritrociti autologhi previa iniezione di un bolo di pirofosfato stannoso (e sostanze aggiuntive sovracitate); trascorsi 15-20 minuti, si opera la somministrazione dell'isotopo (925 MBq) per via endovenosa.

Resa di marcatura ≥ 90%.

Tecnica "in vivo" modificata (meno frequentemente utilizzata)

La tecnica prevede l'unione delle due metodiche già trattate: l'iniezione endovena del pirofosfato stannoso alla quale segue, terminata la canonica attesa di 15-20 minuti, il prelievo degli eritrociti autologhi eparinati; si opera, quindi, la marcatura con ^{99m}Tc-pertecnetato, il quale, riducendosi analogamente a quanto avviene nelle altre procedure, viene "inglobato" dai globuli rossi".

Protocolli di acquisizione

La prima parte dell'esame consiste in un'acquisizione dinamica, che inizia in contemporanea alla somministrazione del radiofarmaco: disponendo di un collimatore a fori paralleli HR (High Resolution) o UHR, viene registrato 1 frame ogni 4 s per 90 s in matrice di 128x128 pixels. Naturalmente la centratura delle immagini del paziente deve tenere conto della localizzazione del sospetto angioma.

Segue un'acquisizione planare, cosiddetta di "pool vascolare", effettuata con una matrice di 256x256 pixels ed almeno 10^6 conteggi in proiezione anteriore, laterale destra e posteriore.

Infine l'esame è completato da un'acquisizione tardiva a distanza di 1-2 ore dal momento dall'iniezione del radiofarmaco: analogamente alle immagini precedenti, deve essere acquisita con una matrice di 256x256 pixels ed almeno 10^6 conteggi in proiezione anteriore, laterale destra e posteriore. Può inoltre essere indicata l'acquisizione tramite SPECT/CT su 360° (matrice 64x64, 60 steps, 20 s/step) per migliorare il dettaglio anatomico[1].

Analisi ed interpretazione delle immagini

Le immagini dinamiche mostrano un'area fredda che, durante la fase di "pool vascolare", può scomparire progressivamente ed essere sostituita da un'area calda. Le immagini tardive mostrano sempre un'area calda. Negli angiomi di piccole dimensioni la SPECT è indispensabile. Vengono considerate positive tutte le aree ipercaptanti[1]. In quanto alla scala di colori da applicare per leggere le immagini, si consiglia la scala dei grigi[1].

Sorgenti di errore

- Bassa efficienza di marcatura
- Movimento del paziente durante le acquisizioni delle immagini

Note

1. *Linee Guida Procedurali AIMN* (**PDF**), su *aimn.it*.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_per_la_ricerca_di_angiomi_epatici&oldid=111467349"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 15 mar 2020 alle 16:32.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Scintigrafia per la ricerca di sanguinamenti occulti

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia per la ricerca di sanguinamenti occulti** è una indagine diagnostica non invasiva di Medicina Nucleare che utilizza come radiofarmaco i globuli rossi marcati con tecnezio radioattivo (^{99m}Tc-RBC, *red blood cells*), alla quale vengono sottoposti i pazienti che presentino un sospetto di sanguinamento occulto ad origine nel tratto gastro-intestinale. Tale metodica consente infatti di valutare se esso sia attivo al momento dell'esame, la sua localizzazione ed una stima della sua entità[1].

Per essere rilevabile da tale metodica, la perdita ematica deve essere almeno di 0.1-0.35 mL/min[2], sebbene altri autori pongano come limite inferiore il valore di 0,04 mL/min[3] in modelli sperimentali animali, con una sensibilità del 93% ed una specificità del 95%[4].

Indice

Radiofarmaci e dosi

Preparazione del paziente

Indicazioni diagnostiche

Procedura di esecuzione

Interpretazione dell'esame

Falsi positivi o errori di interpretazione[4]

Note

Bibliografia

Radiofarmaci e dosi

La marcatura dei globuli rossi può avvenire *in vitro*, *in vivo* o *in vivo modificata*; nel primo caso, ove si raggiunge un'efficienza >95%, si prelevano 1-3 mL di sangue eparinato del paziente (10-15 U di eparina/mL), si aggiungono pirofosfato stannoso, acido citrico, citrato di sodio e destrosio ed infine 925 MBq di tecnezio radioattivo. Dopo circa 20 minuti di incubazione, si può somministrare il radiofarmaco così ottenuto al paziente per via endovenosa[2]. Il vantaggio della marcatura *in vitro* rispetto a quella *in vivo* (efficienza del 90% circa) è quello di minimizzare la quota di tecnezio radioattivo libero che, passando nel lume intestinale, potrebbe creare dei falsi positivi[3]. La marcatura *in vivo* consiste invece in due iniezioni distinte nel paziente: prima quella a base di pirofosfato stannoso e, a distanza di 20 minuti da questo, il tecnezio radioattivo. La tecnica *in vivo modificata* prevede l'iniezione di pirofosfato stannoso, seguita da un prelievo di sangue del paziente, che viene marcato con tecnezio radioattivo e quindi reiniettato nel paziente[4].

L'attività prevista da somministrare negli adulti è di 555-1110 MBq (15-30 mCi; 3.89-4.77 mSv)[1] di ^{99m}Tc-RBC; le dosi pediatriche sono da calcolare in base all'EANM Pediatric Dosage Card[5], che prevede un minimo di 80 MBq (2.16 mCi, 0.56 mSv) per un paziente di 3 Kg di peso fino ad un massimo di 784 MBq

(21.19 mCi, 5.49 mSv) per un peso massimo di 68 Kg[5].

Preparazione del paziente

Pur non essendo mandatorio (è possibile eseguire l'esame anche in urgenza), è tuttavia preferibile che il paziente sia a digiuno da alcune ore[1] (non vi è in letteratura un'indicazione precisa in tale senso).

Indicazioni diagnostiche

Sebbene le indagini endoscopiche siano gli esami di primo livello da eseguire nella ricerca della sede di un sanguinamento gastro-intestinale, nel caso esso si localizzi nel digiuno o nell'ileo, tali metodiche hanno un valore di accuratezza diagnostica limitato, in particolare nei casi acuti di sanguinamento.

Un altro vantaggio della scintigrafia con globuli rossi marcati è la possibilità di acquisire immagini per circa 24 ore dal momento dell'iniezione del radiofarmaco, grazie all'emivita intravascolare del tecnezio radioattivo[1], che riveste particolare rilevanza nel caso di sanguinamenti intermittenti e non continui, dal momento che, allungando la finestra temporale di studio, aumenta la probabilità di osservare il paziente in fase di sanguinamento attivo.

Procedura di esecuzione

Per le acquisizioni delle immagini il paziente è posizionato supino sul lettino di una gamma-camera a grande campo equipaggiata con collimatori LEHR (Low Energy High Resolution). In base al quesito diagnostico, può essere indicato effettuare uno studio dinamico, iniziando ad acquisire contemporaneamente all'iniezione del radiofarmaco, ottenendo il cosiddetto studio angio-scintigrafico, utile per valutare la presenza di lesioni ipervascolarizzate (varici, malformazioni vascolari) responsabili del sanguinamento. La durata di questa prima parte è di 60 secondi (1 frame/secondo) con una matrice di 64×64 o 128×128.[3]

Successivamente vengono acquisite immagini statiche (durata 1-2 minuti, matrice 128×128) o dinamiche (30-60 secondi/frame, durata di 15-30 minuti, matrice 128×128) a intervalli di tempo variabili (per quanto riguarda le immagini statiche, da 15 minuti sino ad 1 immagine/ora). È consigliabile eseguire acquisizioni frequenti nei primi 60-90 minuti di osservazione, per identificare sanguinamenti di elevata entità e i pazienti a elevato rischio candidati all'intervento chirurgico in urgenza[6]. Le acquisizioni possono essere prolungate sino alla 24ª nei casi in cui si sia ancora avvenuta la visualizzazione dell'emorragia o per confermare un'immagine dubbia[2]. L'imaging ibrido con metodica SPECT/CT, ormai disponibile in molti centri, può aiutare nella localizzazione anatomica del sanguinamento[7].

Interpretazione dell'esame

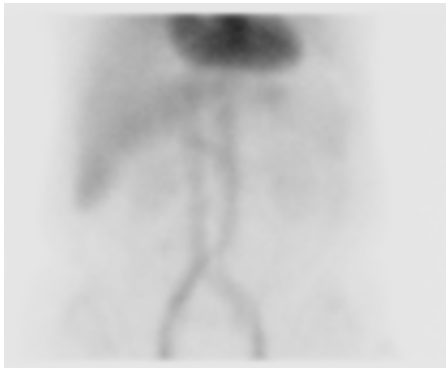
L'interpretazione delle immagini è di tipo qualitativo; gli organi che si visualizzano fisiologicamente, in virtù della elevata vascolarizzazione che possiedono, sono il cuore, l'aorta addominale e le diramazioni iliache, il fegato, la milza ed i reni; la piccola quota di tecnezio radioattivo libero, come già citato, si localizza a livello gastrico e del sistema escretore urinario (calici, pelvi, ureteri e vescica).

Il sanguinamento è visualizzato come un accumulo focale del radiofarmaco in regione addominale che, con la peristalsi, tende a progredire in maniera anterograda lungo la cornice intestinale; talvolta può osservarsi un movimento retrogrado qualora la peristalsi sia alterata a causa dell'instaurarsi di una condizione di infiammazione a livello delle pareti intestinali, per la presenza del sangue stesso che agisce da agente irritativo[8]. Nei casi di sanguinamenti di lieve entità e/o di peristalsi particolarmente vivace, la metodica può dare risultati falsamente negativi in quanto il sangue non riesce ad accumularsi in maniera sufficiente per essere

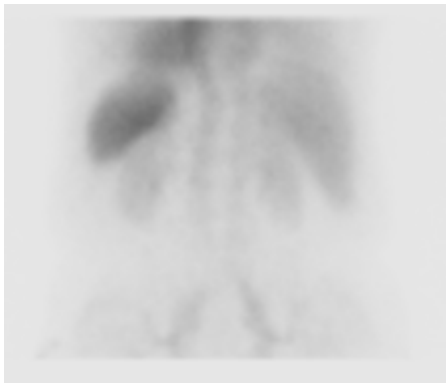
visualizzato.

Falsi positivi o errori di interpretazione[4]

- Splenosi
- Pseudocisti pancreatiche
- Dilatazione dell'aorta addominale
- Emangiomi epatici
- Miomi uterini o fisiologica attività endometriale durante la fase proliferativa del ciclo mestruale
- Malattie infiammatorie intestinali: M. di Crohn; ascesso diverticolare
- Neoplasie intestinali ipervascolarizzate
- Attività in sede peniena, che può mascherare un sanguinamento rettale, per la quale può essere indicata l'integrazione con un'acquisizione in proiezione laterale per meglio discriminare i due distretti.



Immagini dell'addome di un paziente che è stato sottoposto ad una scintigrafia con eritrociti marcati per la ricerca di un sanguinamento occulto. In proiezione anteriore



Immagini dell'addome di un paziente che è stato sottoposto ad una scintigrafia con eritrociti marcati per la ricerca di un sanguinamento occulto. In proiezione posteriore

Note

1. (**EN**) Hung Q. Dam, David C. Brandon e Vesper V. Grantham, *The SNMMI Procedure Standard/EANM Practice Guideline for Gastrointestinal Bleeding Scintigraphy 2.0*, in *Journal of Nuclear Medicine Technology*, vol. 42, n. 4, 1º dicembre 2014, pp. 308–317, DOI:10.2967/jnmt.114.147959. URL consultato il 7 dicembre 2017.
2. AIMN, *Linee Guida Procedurali AIMN*.
3. *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 590.
4. (**EN**) Erin Grady, *Gastrointestinal Bleeding Scintigraphy in the Early 21st Century*, in *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 57, n. 2, 1º febbraio 2016, pp. 252–259, DOI:10.2967/jnumed.115.157289. URL consultato il 7 dicembre 2017.
5. *EANM Pediatric Dosage Card* (**PDF**), su *eanm.org*.
6. **^** AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 593.
7. **^** Brian S. Bentley e Mark Tulchinsky, *SPECT/CT helps in localization and guiding management of small bowel gastrointestinal hemorrhage*, in *Clinical Nuclear Medicine*, vol. 39, n. 1, January 2014, pp. 94–96. URL consultato il 7 dicembre 2017.
8. **^** AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 592.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_per_la_ricerca_di_sanguinamenti_occulti&oldid=96217149"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta l'11 apr 2018 alle 22:37.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia per lo studio del fegato e delle vie biliari

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia effettuata per studiare la funzionalità epatica e delle vie biliari** trova numerose indicazioni cliniche, fra le principali si annoverano[1]:

- Valutazione delle ostruzioni dei dotti biliari extraepatici, nei casi in cui la colangiografia retrograda endoscopica (ERCP) non sia possibile o sia controindicata;
- Valutazione dell'albero biliare dopo intervento chirurgico;
- Identificazioni di reflussi biliari nello stomaco ed in esofago;
- Diagnosi di atresia delle vie biliari ed altre anomalie congenite delle vie biliari (es. malattia di Caroli);
- Valutazione funzionale del fegato trapiantato;
- Identificazione della natura epatocitaria di masse epatiche;
- Valutazione del grado di differenziazione degli epatocarcinomi (HCC);
- Valutazione funzionale della colecistite cronica (acalcolotica);
- Valutazione delle disfunzioni dello sfintere di Oddi;
- Diagnosi di colecistite acuta (in urgenza);
- Valutazione di stravasi biliari in peritoneo (in urgenza);
- Valutazione e tipizzazione di lobi epatici accessori

Indice

Preparazione del paziente all'esame

Radiofarmaci e dosi

Protocolli di acquisizione

Interpretazione dell'esame

- Quadro normale
- Atresia delle vie biliari
- Reflusso biliare duodeno-gastrico
- Ostruzione del coledoco
- Spandimento biliare in peritoneo
- Funzionalità colecistica

Errori di interpretazione dell'indagine

- Falsi positivi (mancata visualizzazione della colecisti)
- Falsi negativi (visualizzazione di raccolta biliare in una sede compatibile con la colecisti)

Note

Bibliografia

Preparazione del paziente all'esame

È indicato il digiuno da almeno 2 ore, ma non superiore a 6, in quanto un digiuno eccessivamente prolungato può determinare la mancata visualizzazione della colecisti o il mancato transito del radiofarmaco in sede intestinale[1].

Nei neonati che si sottopongono all'esame per sospetta atresia delle vie biliari e che presentano ittero, è opportuno eseguire nei 3-5 giorni precedenti l'indagine un trattamento farmacologico con fenobarbitale (5 mg/kg/giorno) per aumentare il flusso di bile, stimolando gli enzimi epatici[2] e ridurre così i possibili risultati falsamente positivi in pazienti con un sistema biliare riconoscibile, ma scarsamente funzionante.

Per accelerare l'eliminazione della bile radioattiva concentrata in colecisti, una volta terminata l'indagine, a fini radioprotezionistici, è bene assumere un pasto colecistocinetico ad elevato contenuto di lipidi, ed un lassativo a distanza di 4 ore dall'iniezione del radiofarmaco al fine di ridurre la radioattività concentrata a livello intestinale[1].

Le controindicazioni all'esame sono lo stato di gravidanza e l'allattamento (per il quale deve essere prevista una sospensione di 24 ore).

Radiofarmaci e dosi

Il radiofarmaco utilizzato per la scintigrafia per lo studio del fegato e delle vie biliari è l'acido iminodiacetico (HIDA) marcato con ^{99m}Tc o suoi derivati (in particolare il disofenil e il mebrofenil). L'attività da somministrare è pari a 111-185 MBq per via endovenosa. Nei lattanti la dose massima consentita è di 37 MBq[1].

Protocolli di acquisizione

La scintigrafia viene acquisita adoperando una gamma-camera, equipaggiata con collimatori a fori paralleli LEHR (Low Energy High Resolution) oppure GP (General Purpose). Il paziente viene posizionato supino sul lettino della gamma-camera, con l'addome aderente al collimatore per ottimizzare al meglio la qualità delle immagini. Il campo di vista deve comprendere l'addome o, nei casi di sospetti reflussi duodeno-gastro-esofagei o duodeno-gastrici, anche la parte inferiore del torace.

La fase dinamica dell'indagine, che inizia contemporaneamente all'iniezione del radiofarmaco, comprende l'acquisizione di frame di 3” per 60” per lo studio della vascolarizzazione di masse epatiche, successivamente prosegue con frame di 60” per minimo 40 minuti (è consigliato proseguire lo studio fino a 60 minuti).

Al termine della fase dinamica è consigliato acquisire immagini statiche (planari) nelle proiezioni anteriore, laterale destra e posteriore (queste ultime due utili in particolare qualora si stiano studiando masse epatiche); con raccolta minima di 500.000 conteggi. Le acquisizioni andrebbero eseguite a 60 e 90 minuti dall'iniezione, ovvero prima e dopo il pasto colagogo, nei casi in cui durante lo studio dinamico si sia visualizzata la colecisti ma non attività nelle vie biliari extraepatiche e nel duodeno. Queste immagini sono inoltre utili sia per verificare la risposta contrattile della colecisti sia per evidenziare la presenza di eventuali reflussi biliari duodeno-gastrici[1].

Se lo studio è richiesto per sospetta ostruzione di derivazione bilio-enterica o in pazienti con grave sofferenza epatocellulare, deve essere eseguita un'acquisizione anche dopo 24 ore dall'iniezione per ricercare eventuale attività in sede intestinale. In caso di studi per sospetto stravaso peritoneale biliare è importante eseguire controlli planari anche a 2 - 4 ore, sia in proiezione anteriore che in laterale destra.

Interpretazione dell'esame

Quadro normale

Lo studio normale è caratterizzato da rapida captazione del radiofarmaco a livello degli epatociti (ottimale visione del fegato dopo 3 minuti), con analoga rapida scomparsa dell'attività cardiaca (entro i primi 5 minuti). Dopo pochi minuti si osserva distribuzione del tracciante a livello delle principali vie biliari intra ed extraepatiche (normalmente tra il 10º e il 20º minuto, rispettivamente), della colecisti (tra il 15º e il 30º minuto) e, infine, del duodeno (tra il 15º e il 40º minuto), con veloce passaggio nell'intestino tenue.

Atresia delle vie biliari

La diagnosi viene esclusa dimostrando presenza di attività intestinale, anche acquisendo dopo 24 ore dall'iniezione.

Reflusso biliare duodeno-gastrico

La comparsa, spontanea o provocata dal pasto grasso, di bile marcata nello stomaco è da considerare un dato patologico. In caso di dubbia individuazione dello stomaco si può ricorrere, al termine di tutte le rilevazioni dello studio epato-biliare, ad un ulteriore controllo dopo somministrazione per via orale di 100 ml di acqua marcata con 37 MBq di ^{99m}Tc-DTPA.

Ostruzione del coledoco

Qualora vi sia visualizzazione in tempi normali delle strutture biliari intra- ed extraepatiche associate ad un ritardo della visualizzazione dell'intestino (> 60 minuti), si deve sospettare un'ostruzione parziale del coledoco. Nei casi invece di ostruzione totale acuta la captazione epatocitaria sarà regolare e la curva attività-tempo sarà caratterizzata da una prima fase regolare (rapida crescita) seguita da una seconda fase alterata (allontanamento assente o in costante crescita); viceversa, nelle forme cronicizzate, anche la captazione epatocitaria sarà rallentata (accumulo ridotto e tempo di picco aumentato).[1]

Spandimento biliare in peritoneo

Questa situazione può ritrovarsi in seguito ad un intervento chirurgico (colecistectomia, trapianto epatico, bilio-entero anastomosi) ed è caratterizzata, in base all'entità del fenomeno, da accumulo di radiofarmaco in sede sottoepatica o spandimento peritoneale. Lo studio scintigrafico permette di tipizzare il liquido osservato ecograficamente (sangue vs bile)[1].

Funzionalità colecistica

Nel paziente affetto da colecistite acuta (solo in caso di interpretazione dubbia all'ecografia), si osserva mancata visualizzazione della colecisti (anche dopo 3-4 ore dall'iniezione del radiofarmaco. Nella fase epatografica dello studio è anche possibile che la cistifellea, iperdistesa, sia evidenziata come area ipocaptante che impronta il lobo epatico destro)[1].

Errori di interpretazione dell'indagine

Nei casi di sospetta colecistite acuta è possibile riscontrare risultati falsi positivi o negativi.[1]:

Falsi positivi (mancata visualizzazione della colecisti)

Possono essere causati da:

- Insufficiente digiuno o digiuno prolungato (superiore alle 6 ore);
- Danno epatocellulare di grado severo;
- Grave ostruzione del dotto biliare comune;
- Transito biliare in intestino estremamente rapido;
- Pregressa colecistectomia, non dichiarata in anamnesi.

Falsi negativi (visualizzazione di raccolta biliare in una sede compatibile con la colecisti)

Possono essere causati da:

- Colecistite acuta acalcolotica;
- Dilatazione del dotto cistico;
- Stravaso biliare da perforazione della colecisti;
- Attività intestinale sottoepatica (ricontrollare dopo assunzione di 200 ml di acqua per allontanare l'attività dal duodeno).

Accanto ai quadri scintigrafici sopra descritti, sorgenti di errore nell'interpretazione dell'esame possono essere il movimento del paziente durante le acquisizioni delle immagini o l'interferenza farmacologica (es. oppioidi).

Note

1. *Linee Guida Procedurali AIMN* (**PDF**), su *aimn.it*.
2. **^** (**EN**) Neha Kwatra, Eglal Shalaby-Rana e Srikala Narayanan, *Phenobarbital-enhanced hepatobiliary scintigraphy in the diagnosis of biliary atresia: two decades of experience at a tertiary center*, in *Pediatric Radiology*, vol. 43, n. 10, 1º ottobre 2013, pp. 1365–1375, DOI:10.1007/s00247-013-2704-3. URL consultato il 14 dicembre 2017.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_per_lo_studio_del_fegato_e_delle_vie_biliari&oldid=117756571"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 5 gen 2021 alle 10:24.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia per lo studio del transito esofago-gastro-duodenale

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia per lo studio del transito esofago-gastro-duodenale** è una metodica non invasiva di Medicina Nucleare che consente di studiare la motilità esofago-gastro-duodenale nei casi di sospette alterazioni funzionali. Sebbene sia una metodica usata sin dagli anni '60[1], attualmente manca tuttavia una standardizzazione della procedura di esecuzione in termini di composizione del pasto somministrato (il fattore principale implicato nel processo), posizionamento del paziente e frequenza e durata delle acquisizioni delle immagini scintigrafiche[2].

Indice

Studio scintigrafico del transito gastrico
- Preparazione all'esame
- Esecuzione dell'esame
- Interpretazione dell'esame

Note

Bibliografia

Studio scintigrafico del transito gastrico

Questa indagine diagnostica è indicata nei casi in cui vi sia un sospetto di alterata motilità gastrica da causa meccanica o non; nel follow-up del paziente dopo chirurgia e per il monitoraggio del trattamento medico[3].

CAUSE DI ALTERATA MOTILITÀ GASTRICA

MECCANICA	▪ Ulcera peptica (ulcera duodenale ed ulcera del canale pilorico) ▪ Post-chirurgiche (piloroplastica; emigastrectomia) ▪ Stenosi ipertrofica del piloro ▪ Neoplasie dello stomaco ▪ Post-radiotrattamento ▪ Trauma
NON MECCANICA	- Metaboliche (diabete; uremia; gastrinoma; ipo - ed ipertiroidismo) - Neurologiche (vagotonia; neuropatia; gastroparesi) - Malattie sistemiche (sclerodermia; amiloidosi; anoressia nervosa) - Farmacologiche (anticolinergici ed oppiacei)

Preparazione all'esame

Il paziente deve essere a digiuno da almeno 6 ore (meglio se dalla mezzanotte precedente se l'esame è prenotato per la mattina) e, nel caso di pazienti donne in età fertile, dovrebbe essere eseguito nei primi 10 giorni del ciclo mestruale per evitare gli effetti di variazioni ormonali sulla motilità gastrica.[4] I pazienti in terapia con farmaci procinetici o che causino un alterato svuotamento gastrico (es. analgesici narcotici), in base al quesito diagnostico, potrebbero dover sospendere tali agenti per un periodo variabile fra le 48 e le 72 ore, in base all'emivita del farmaco in questione. Gli analgesici oppioidi ed gli anticolinergici ritardano lo svuotamento gastrico e, se non interrotti adeguatamente, potrebbero alterare la motilità gastrica, rendendo l'esame falsamente positivo per la diagnosi di rallentato svuotamento gastrico[2]. Anche il fumo è un fattore che può causare un rallentato svuotamento gastrico, sarebbe pertanto preferibile che i pazienti non fumino il giorno dell'esame. Una glicemia elevata (superiore a 144 mg/dL) può, analogamente, ritardare lo svuotamento[5] e, nei pazienti diabetici, è stata suggerita la somministrazione di insulina per normalizzarne i livelli, qualora essi dovessero raggiungere i 275 mg/dL[2].

Esecuzione dell'esame

Viene somministrato al paziente un pasto di consistenza solida, generalmente costituito da proteine (es. uova), radiomarcato con ^{99m}Tc-colloidale (Nanocoll©): 7,4-14,8 MBq (0,2-0,4 mCi)., che deve essere consumato in circa 10 minuti[4]. Vengono quindi acquisite delle immagini statiche, usando una gamma-camera, a distanza di 0, 1, 2 e 4 ore per 1 minuto ciascuno sia in proiezione anteriore che posteriore. Per stabilire la velocità di svuotamento gastrico viene calcolata la media geometrica dei conteggi così ottenuti e corretti per il decadimento a livello dello stomaco[2], dopo averne contornato la superficie di pertinenza (ROI, *region of interest*) per escludere il contributo ai conteggifornito dagli altri organi e/o dal fondo radioattivo, ad esempio facendo attenzione ad escludere le eventuali anse intestinali sovrapposte.

Interpretazione dell'esame

Lo svuotamento gastrico viene considerato rallentato se risulta maggiore del 90% (calcolato al 95° percentile) dopo 1 ora; superiore al 60% dopo 2 ore e maggiore del 10% a 4 ore[6]. Ciascuno di questi valori può essere inserito su un grafico per ottenere la curva attività-tempo che descrive l'andamento della radioattività nella regione di interesse (ROI) per l'intera durata dello studio scintigrafico. La tipica curva che descrive lo svuotamento gastrico dei solidi ha un andamento lineare, talvolta preceduto da una fase iniziale di latenza (*lag-time*). I più comuni parametri (per lo studio dei solidi) sono rappresentati dal calcolo dell'attività residua a 60 e 120 minuti, dalla pendenza (*K*) della fase lineare, e dal tempo di dimezzamento ($T_{1/2)}$ del contenuto gastrico[7].

Bisognerebbe anche annotare se vi siano altre anomalie evidenti nelle immagini scintigrafiche, ad esempio una ritenzione prolungata del cibo in sede esofagea o un'ernia iatale[2].

Note

1. ^ Griffith GA, Owen GM, Kirkman S, *Measurement of the rate of gastric emptying using chromium-51*, in *Lancet*, 1966.
2. (**EN**) Thomas L. Abell, Michael Camilleri e Kevin Donohoe, *Consensus Recommendations for Gastric Emptying Scintigraphy: A Joint Report of the American Neurogastroenterology and Motility Society and the Society of Nuclear Medicine*, in *The American Journal of Gastroenterology*, vol. 103, n. 3, 2008/03, pp. 753–763, DOI:10.1111/j.1572-0241.2007.01636.x. URL consultato il 21 dicembre 2017.
3. ^ *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 584.
4. *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 585.

5. ^ E. Schvarcz, M. Palmér e J. Aman, *Physiological hyperglycemia slows gastric emptying in normal subjects and patients with insulin-dependent diabetes mellitus*, in *Gastroenterology*, vol. 113, n. 1, July 1997, pp. 60–66. URL consultato il 25 dicembre 2017.
6. ^ (**EN**) Gervais Tougas, Ervin Y. Eaker e Thomas L. Abell, *Assessment of gastric emptying using a low fat meal: establishment of international control values*, in *The American Journal of Gastroenterology*, vol. 95, n. 6, 2000/06, pp. 1456–1462, DOI:10.1111/j.1572-0241.2000.02076.x. URL consultato il 25 dicembre 2017.
7. ^ *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 588.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_per_lo_studio_del_transito_esofago-gastro-duodenale&oldid=105454446"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 6 giu 2019 alle 16:43.

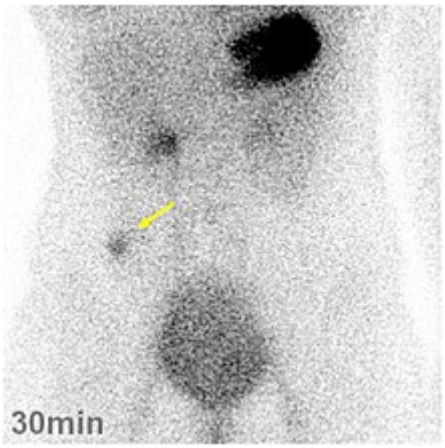
Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Lo **studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica** è un'indagine diagnostica di Medicina Nucleare volta ad individuare eventuali foci di mucosa gastrica presenti nel contesto delle pareti dell'intestino.



Diverticolo di Meckel visibile alla scintigrafia con pertecnetato (freccia)

Indice

Diverticolo di Meckel
Studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica
Note
Bibliografia

Diverticolo di Meckel

Il diverticolo di Meckel è una anomalia congenita dovuta alla presenza di un residuo del dotto onfalo-mesenterico, che si organizza come un sacco a fondo cieco a livello ileale, e può contenere tessuto eterotopico dello stomaco, del pancreas o dell'intestino (sia tenue che crasso). Ha una prevalenza del 2% degli adulti trattati chirurgicamente e può essere sintomatico nei casi di ulcerazione della mucosa ileale adiacente a quella gastrica eterotopica, presentandosi con dolore addominale ed emorragie acute o croniche (diagnosticate con riscontro agli esami ematochimici di anemia microcitica da perdita cronica). Altre complicanze possono essere l'intuscezione, l'ostruzione, l'infiammazione ("meckelite") o la perforazione.

Studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica

Questa tecnica diagnostica è preferita allo studio radiologico del transito del piccolo intestino con pasto baritato, grazie alla sua elevata specificità ed al suo valore predittivo positivo (cioè - come definizione generale - la proporzione di pazienti con uno studio considerato positivo, che presentino davvero la patologia) che risulta vicino al 100%.

Come preparazione all'esame è consigliabile il digiuno e la premedicazione nelle 24-48 ore precedenti l'esame con farmaci inibitori della secrezione gastrica (es. ranitidina o cimetidina), per ridurre la secrezione del radiofarmaco nel lume intestinale, aumentando la captazione a livello della mucosa gastrica oppure con glucagone che agisce riducendo la peristalsi.

Viene somministrato per via endovenosa il ^{99m}Tc-pertecnetato, ad una dose variabile da un minimo di 20 MBq per la popolazione pediatrica sino a 370 MBq per gli adulti, e si inizia con l'acquisizione delle immagini in proiezione anteriore con una prima fase dinamica (cosiddetta "vascolare") di 1 minuto (1-5 sec/frame), seguita da una fase con frame di 60 secondi per un'ora. Se disponibile, un'implementazione con metodica SPECT o

SPECT/CT può migliorare la localizzazione dei reperti. La positività è conferita da un'area di iperaccumulo focale del radiofarmaco più frequentemente localizzata al quadrante inferiore di destra, che persiste per tutta la durata dello studio[1].

Note

1. ^ *Fondamenti di Medicina Nucleare, Volterrani D. et al.*.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Studio_scintigrafico_della_mucosa_gastrica_eterotopica&oldid=120578906"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta l'11 mag 2021 alle 20:52.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia tiroidea

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

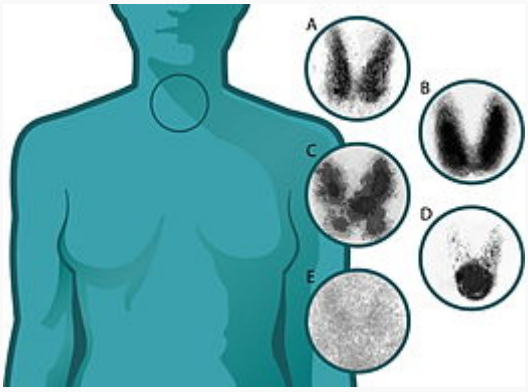
La **scintigrafia tiroidea** è un'indagine medico-nucleare che consente di studiare il funzionamento della tiroide.

Indice

Indicazioni
Radiofarmaci disponibili
Esecuzione dell'esame
Quadro di normalità
Quadri patologici
Note
Bibliografia

Scintigrafia tiroidea

Procedura medica



Scintigrafia tiroidea: A: Tiroide normale, B: Malattia di Basedow-Graves, C: Malattia di Plummer , D: Adenoma tossico di Plummer, E: Tiroidite

Tipo	diagnostica medico nucleare
Anestesia	no

Indicazioni

L'esame è indicato nello studio della patologia nodulare tiroidea (distinzione fra nodi *"caldi"* ipercaptanti e *"freddi"* ipocaptanti), nello studio del gozzo (semplice, retrosternale, multinodulare o tossico), dell'ipertiroidismo da causa non nota, dell'ipotiroidismo congenito secondario a verosimile agenesia o ectopia tiroidea, nella tiroidite subacuta e nel *follow up* dopo tiroidectomia totale per valutare la presenza di eventuali residui ghiandolari.

Radiofarmaci disponibili

Il primo radiofarmaco utilizzato nello studio della patologia tiroidea mediante scintigrafia è stato lo iodio 131. Oggi questo isotopo dello iodio non è più utilizzato nella diagnostica scintigrafica della patologia benigna per via delle sue caratteristiche dosimetriche sfavorevoli (dovute all'emissione di particelle beta oltre ai fotoni gamma), mentre mantiene un ruolo fondamentale nella terapia radiometabolica dell'ipertiroidismo (ove si usa sia come agente terapeutico sia nell'esecuzione del *test di captazione*, quest'ultimo test è utile a stabilire l'attività da somministrare al paziente). Un isotopo dell'iodio emittente solo fotoni gamma, utilizzabile in clinica, è lo iodio-123. Tuttavia, per via del suo costo, di solito questo nuclide viene impiegato solo nello studio del gozzo retrosternale o dell'ectopia tiroidea.

Il radiofarmaco più utilizzato in medicina nucleare per l'esecuzione delle scintigrafie tiroidee è il pertecnetato ($^{99m}TcO_4^-$). Questo anione presenta carica elettrica uguale allo ioduro (I^-) e massa molecolare molto simile; motivo per cui viene captato anch'esso dalle cellule tiroidee (sebbene non ci rimanga molto a lungo, perché al contrario dello ioduro non può essere utilizzato nella sintesi degli ormoni tiroidei). Il pertecnetato è molto poco

costoso (ogni centro di medicina nucleare può produrne in quantità grazie a un generatore molibdeno-tecnezio) e presenta sola emissione di fotoni gamma con un'energia ottimale per la rilevazione mediante gamma camera[1].

Esecuzione dell'esame

Il paziente non deve assumere terapie con ormoni tiroidei, tireostatici (metimazolo, propiltiouracile), perclorato di potassio (blocca l'organificazione dello iodio) e dosi eccessivi di iodio libero (alcuni farmaci, integratori, disinfettanti, mezzi di contrasto iodati) per evitare interferenze di questi con l'uptake del pertecnetato. Si inizia la procedura iniettando al paziente il pertecnetato. Questo, nel giro di 15-30 minuti, si diffonde anche nel comparto extravascolare e viene captato attivamente dalle cellule tiroidee. Dai 30 minuti in poi l'anione incomincia a essere dismesso da queste e raggiunge il suo picco di concentrazione. È in questo momento che deve essere effettuata l'acquisizione delle immagini, puntando la gamma camera sulla regione anteriore del collo. Di solito si acquisisce un'immagine ad ampio campo, comprendente anche le ghiandole salivari e successivamente una mirata al parenchima tiroideo. È possibile acquisire le immagini sia usando collimatori a fori paralleli per basse energie sia collimatori *pin-hole*[2].

Quadro di normalità

L'immagine della tiroide normale è costituita da 2 regioni ellittiche convergenti a livello del loro polo inferiore, dove si trova l'istmo. Il lobo destro è di solito poco più grande del sinistro. I margini dei due lobi sono di solito convessi (se compaiono regioni concave, queste sono sospette per nodularità non captanti). In alcuni casi sono visibili l'istmo e il lobo piramidale della ghiandola. Di norma le ghiandole salivari hanno lo stesso uptake di pertecnetato della tiroide[3].

Quadri patologici

In presenza di nodo tiroideo singolo iperfunzionante si osserva una sola nodularità ipercaptante il tracciante (*"calda"*) con debole o assente visualizzazione del restante parenchima tiroideo (che è non funzionante, in quanto la secrezione di TSH a livello ipofisario è inibita dall'eccesso di ormoni prodotto dal nodo). Tali nodularità sono di solito benigne (adenoma tossico di Plummer), sebbene in rari casi è possibile osservare dei tumori tiroidei captanti il pertecnetato. Se gli adenomi di Plummer nella ghiandola sono più di uno si parla di *malattia di Plummer*.

I nodi tiroidei ipofunzionanti (o *"freddi"*) sono di solito adenomi non funzionanti, aree necrotiche o emorragiche, raccolte di colloide, focolati di tiroidite, metastasi a distanza di altre neoplasie o anche carcinomi tiroidei. Questo tipo di nodi rappresentano l'80% del totale. Poiché il quadro scintigrafico può sottendere a numerosi quadri istopatologici è necessario approfondire la natura reale del reperto mediante l'ecografia e/o l'esame citologico del nodo stesso effettuato mediante agoaspirato. Pertanto, la scintigrafia tiroidea, nella diagnosi differenziale fra nodi benigni e maligni, presenta sensibilità elevata, ma bassa specificità[4].

Nel gozzo multinodulare la tiroide si presenta con uptake grossolanamente eterogeneo (aree ipo e iperfunzionanti sono alternate ad aree con uptake normale), spesso ingrandita e di forma bozzuta [5].

Nel gozzo tossico diffuso il volume e l'uptake di pertecnetato della tiroide risultano incrementati in toto e in modo omogeneo (uptake maggiore di quello delle ghiandole salivari), spesso con estensione retrosternale della ghiandola stessa. Questo quadro è patognomonico della malattia di Basedow-Graves. In alcuni casi l'uptake ghiandolare può rimanere nella norma (gozzo diffuso non tossico)[6].

Le tiroiditi presentano quadri di uptake diversi a seconda della loro eziologia. In quella acuta suppurativa, di De Quervain e di Reidel l'uptake del tracciante risulta ridotto e disomogeneo. La tiroidite di Hashimoto si può presentare sia con ipo sia con iperfunzione in toto della ghiandola (in modo simile alla malattia di Graves-Basedow), ma anche con quadri di uptake disomogeneo (a seconda della fase di malattia)[7].

In caso di agenesia della tiroide non si osserva uptake di pertecnetato nella regione del collo, mentre può essere presente debole uptake a livello del dotto tireoglosso. Se invece si ha ectopia tiroidea, l'uptake del tracciante anziché essere a livello della regione anteriore del collo, si può osservare lungo il decorso del dotto tireoglosso (spesso in sede sottolinguale)[7].

Nell'ipertiroidismo esogeno, cioè secondario ad assunzione di ormoni tiroidei in eccesso con la dieta o con farmaci (spesso tramite prodotti dimagranti arricchiti con questi), si può osservare debole o assente uptake del pertecnetato da parte della ghiandola (che è inibita dal mancato rilascio di TSH da parte dell'ipofisi)[8].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 624-625.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 630-632.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 632-633.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 453-454633-634.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 634.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 635.
7. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 636.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 637.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariani, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_tiroidea&oldid=119637994"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 31 mar 2021 alle 14:58.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia paratiroidea

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia delle paratiroidi** (o **scintigrafia paratiroidea**) è un'indagine diagnostica di Medicina Nucleare che, attraverso la somministrazione endovena di uno o più radiofarmaci, consente la localizzazione di adenomi (tumori benigni) paratiroidei o l'identificazione di una ghiandola paratiroidea ectopica (cioè in una sede non usuale), nei pazienti con iperparatiroidismo in previsione di un eventuale intervento chirurgico di asportazione dell'organo iperfunzionante o nel caso di sospetta recidiva di iperparatiroidismo dopo intervento chirurgico di paratiroidectomia subtotale[1].

Indice

Radiofarmaci utilizzati
- Radiofarmaci per imaging con Gamma-camera
- Radiofarmaci per imaging con Tomografo PET/CT

Tecniche di esame con Gamma-camera

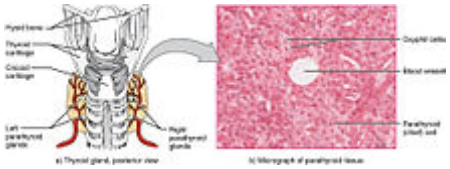
Note

Bibliografia

Collegamenti esterni

Radiofarmaci utilizzati

Nel corso dei decenni sono diversi i radiofarmaci che hanno trovato impiego in tale ambito:



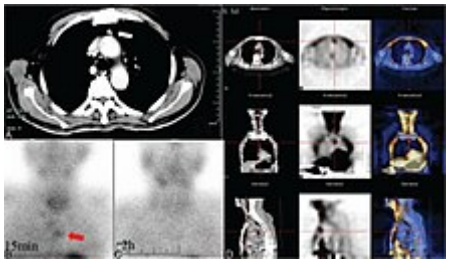
Le paratiroidi sono ghiandole endocrine poste nel collo in prossimità della tiroide. Nella maggior parte della popolazione ve ne sono 4 (2 superiori e 2 inferiori), sebbene nel 10-15% ve ne possano essere 5.

Radiofarmaci per imaging con Gamma-camera

- ^{99m}Tc-Sestamibi: lipofilo, si concentra proporzionalmente alla attività metabolica delle cellule paratiroidee, che è funzione del loro contenuto in mitocondri, ed al numero di cellule ossifile presenti.
- ^{201}Tl-cloruro: radiofarmaco cosiddetto "potassio-mimetico", si localizza sia a livello della tiroide che delle paratiroidi.
- $^{99m}TcO_4^-$ (ione pertecnetato): utilizzato in combinazione con ^{99m}Tc-Sestamibi o ^{201}Tl-cloruro, viene captato dalle cellule della tiroide grazie al cotrasportatore attivo sodio/iodio (NIS).
- ^{131}I-ioduro (o radioiodio): utilizzato in passato in quanto analogo radioattivo dello iodio, consente la visualizzazione del parenchima ghiandolare tiroideo, sebbene attualmente, in considerazione dell'elevata energia che possiede (dovuta sia a decadimento beta che gamma), viene utilizzato esclusivamente per scopi terapeutici.

- ^{75}Se-metionina: strutturalmente è un aminoacido marcato, precursore della sintesi proteica la quale è particolarmente incrementata nei parenchimi con secrezione esogena o endogena, come la tiroide e le paratiroidi[1]

Radiofarmaci per imaging con Tomografo PET/CT



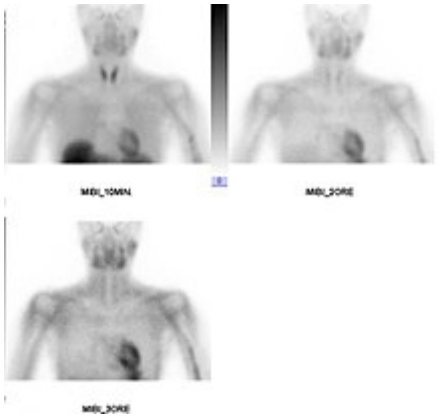
Paratiroide ectopica rilevata mediante una SPECT/CT con mezzo di contrasto e ^{99m}Tc-sestamibi in un paziente affetto da crisi paratiroidea.

Sebbene di scarsa applicazione clinica attuale, in letteratura vengono descritti anche le applicazioni dei seguenti radiocomposti nell'imaging diagnostico:

- ^{11}C-metionina: analogo marcato della metionina (ma con un isotopo diverso rispetto alla già citata ^{75}Se-metionina), in letteratura è stata descritta la sua applicazione nei casi di localizzazione di tessuto paratiroideo iperfunzionante in previsione di re-intervento chirurgico per recidiva.
- ^{11}C-colina/^{18}F-fluorocolina: analogo marcato della colina, che riveste un ruolo fondamentale nella sintesi dei fosfolipidi di membrana, ha dimostrato sinora una buona sensibilità (talora superiore al ^{99m}Tc-Sestamibi) nella diagnosi delle lesioni paratiroidee[2]
- ^{18}F-FDG: analogo marcato del glucosio, trova applicazione nella diagnostica per immagini del carcinoma paratiroideo, che rappresenta l'1% di tutte le lesioni diagnosticate in tale organo.

Tecniche di esame con Gamma-camera

Non esiste un radiofarmaco che si concentri elettivamente nel parenchima ghiandolare paratiroideo, pertanto nel corso degli anni diverse sono state le tecniche adoperate per compensare a tale limitazione:



Scintigrafia delle paratiroidi con tecnica dual-phase e utilizzando il radiofarmaco Sestamibi, di un paziente ove non si evidenzia tessuto paratiroideo iperfunzionante

- **Tecnica di sottrazione con doppio tracciante**: prevede l'iniezione di due radiofarmaci differenti ($^{99m}TcO_4^-$ e ^{99m}Tc-Sestamibi) in due diversi momenti sfruttando il loro diverso *wash-out,* ovvero la riduzione nel tempo della concentrazione di tali sostanze nel tessuto ghiandolare tiroideo ed in quello paratiroideo. Si inizia iniettando il pertecnetato (70-100 MBq ovvero 2-3 mCi) ed acquisendo delle immagini dopo circa 20 minuti dall'inoculo. Terminata questa prima acquisizione, viene somministrato per via endovenosa il ^{99m}Tc-Sestamibi (550 MBq, 20 mCi), con il paziente ancora posizionato immobile sul lettino della Gamma-camera, e viene dato l'avvio ad uno studio dinamico di 10-20 minuti. Prima della acquisizione con pertecnetato, al fine di indurre un rapido wash-out dello stesso da parte del tessuto tiroideo, può essere somministrato per via orale del perclorato di potassio ($KClO_4^-$). Al termine della seconda acquisizione con ^{99m}Tc-Sestamibi, può essere effettuata anche un'ulteriore acquisizione (planare, SPECT o SPECT/CT) a 2-3 ore, per meglio valutare il wash-out tardivo. Infine l'elaborazione prevede la correzione di eventuali disallineamenti impiegando i software dedicati e successivamente la sottrazione dell'immagine ottenuta con ^{99m}Tc-Sestamibi da quella ottenuta con $^{99m}TcO_4^-$. Viene considerata positiva un'indagine in cui, nella immagine di

sottrazione, si evidenzi una focalità di accumulo del ^{99m}Tc-Sestamibi nella regione del collo, confermando un eventuale sospetto presente già ad un precedente esame morfologico (in genere l'ecografia) o, nel caso si sospetti una paratiroide ectopica, una area di iperaccumulo nella regione del torace, meglio indagabile con tecnica SPECT o SPECT/CT. Questa metodica è caratterizzata da una sensibilità del 89% e da una specificità del 98%[1] e l'uso di un collimatore pin-hole sul collo aumenta la risoluzione dell'immagine.

- **Tecnica Dual-Phase a singolo tracciante:** questa tecnica si basa sul wash-out differenziale del ^{99m}Tc-Sestamibi da parte della tiroide e delle paratiroidi; vengono somministrati 550 MBq (15 mCi) di radiofarmaco e si acquisiscono immagini planari del collo e del torace a 10-15 minuti e a 2-3 ore. La positività dell'indagine è conferita dalla persistenza, nelle immagini tardive, di un'area di accumulo del radiocomposto. Questa tecnica risulta vantaggiosa per il minor carico dosimetrico per il paziente e per la migliore tollerabilità da parte dello stesso (un'unica iniezione; riduzione del numero di acquisizioni necessarie). Si può ottenere un risultato falsamente positivo (presenza di accumulo, che tuttavia non è di pertinenza paratiroidea) nei casi di noduli solidi della tiroide (in particolare adenomi follicolari); mentre la falsa negatività (non evidenza di accumuli, seppur in presenza di adenomi paratiroidei) si osserva nei casi in cui il wash-out del ^{99m}Tc-Sestamibi da parte degli adenomi delle paratiroidi sia rapido e paragonabile a quello del parenchima ghiandolare tiroideo.
- **Tecnica ibrida Dual-Phase a doppio tracciante**: a differenza della tecnica di sottrazione con doppio tracciante precedentemente menzionata, in questo caso il $^{99m}TcO_4^-$ viene somministrato dopo aver completato anche l'acquisizione tardiva del ^{99m}Tc- Sestamibi e l'immagine di sottrazione che ne consegue serve a visualizzare il profilo della ghiandola tiroidea, da confrontare con l'immagine tardiva ottenuta con ^{99m}Tc-Sestamibi.

Note

1. *Fondamenti di Medicina Nucleare. Duccio Volterrani, Anna Paola Erba, Giuliano Mariani (a cura di) Springer-Verlag Italia 2010*.
2. ^ Elif Hindié et al., *The role of radionuclide imaging in the surgical management of primary hyperparathyroidism*, in *The Journal of Nuclear Medicine*, vol. 56, n. 5.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Collegamenti esterni

- }

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_paratiroidea&oldid=107741836"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 16 set 2019 alle 12:36.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Scintigrafia corticosurrenalica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **scintigrafia corticosurrenalica** è una indagine diagnostica non invasiva di Medicina Nucleare che viene eseguita ogni qualvolta vi sia un sospetto di un adenoma surrenalico o di un 'iperplasia mono- o bilaterale, in pazienti che presentino i segni clinici di una patologia da ipersecrezione di ormoni surrenalici, quali la sindrome di Cushing, il morbo di Conn o in caso di iperandrogenismo, ossia un'iperproduzione di androgeni[1] da parte del surrene, delle ovaie o per un'aumentata conversione periferica dei precursori steroidei in androgeni.

Indice

Radiofarmaci
Preparazione del paziente
Acquisizione delle immagini
Interpretazione dell'esame
Sindrome di Cushing[5]
Iperaldosteronismo[5]
Note
Bibliografia

Radiofarmaci

Il precursore degli ormoni prodotti dalla corticale del surrene (distinta in tre zone: glomerulare, fascicolata e reticolare) è il colesterolo, pertanto i radiofarmaci utilizzati sono dei suoi analoghi; storicamente il primo radiocomposto utilizzato è stato il ^{131}I-19-iodiocolesterolo, sostituito attualmente dal 6-beta-iodo-metil-norcolesterolo marcato con ^{131}I (NP-59). In passato è stato anche utilizzato lo Scintadren©, nome commerciale del ^{75}Se-6-beta-seleno-metil-norcolesterolo, che rispetto al NP-59 è più stabile a temperatura ambiente, con minor energia dell'emissione gamma e con un'emivita fisica più lunga (118,5 giorni). È stato però ben presto abbandonato in virtù di una più sfavorevole dosimetria ed attualmente non è più disponibile il commercio[2].

Il radiofarmaco NP-59, una volta iniettato per via endovenosa al paziente, viene veicolato attraverso le lipoproteine a bassa densità lipoproteine plasmatiche a bassa densità (LDL); legandosi a specifici recettori presenti sulla membrana cellulare sia del corticosurrene che di altri organi, le LDL permettono l'ingresso del radiofarmaco all'interno delle cellule. Nella cellula del cortico-surrene, il norcolesterolo è esterificato come se fosse colesterolo nativo, ma non subisce ulteriore metabolizzazione e non si verifica quindi produzione di ormoni steroidei radiomarcati. La captazione del radiocolesterolo è regolata da fattori che agiscono sull'asse ipofisi-surrene (ACTH-cortisolo) e sull'asse renina-angiotensina-aldosterone. Si ritiene che, in condizioni normali, il 50% della captazione surrenalica di radiocolesterolo sia regolata dallo stimolo di ACTH e il 30% da quello renina-angiotensina, mentre circa il 20% della captazione avviene indipendentemente dalla stimolazione dei vari sistemi ormonali[2].

Preparazione del paziente

Vi sono numerosi farmaci che possono interferire con l'uptake del radiofarmaco e pertanto devono essere sospesi prima dell'esecuzione dell'esame (per le modalità ed i tempi ogni centro diagnostico può adottare regole differenti)[3]:

- Farmaci che interferiscono con l'asse ipotalamo-ipofisi-surrene: Glucocorticoidi (es. cortisone); Ketoconazolo
- Farmaci che interferiscono con l'asse renina-angiotensina-aldosterone: Spironolattone, estrogeni, diuretici, farmaci inibitori del sistema nervoso simpatico

Poiché il radiofarmaco NP-59 è marcato con ^{131}I, bisogna effettuare il cosiddetto "blocco della tiroide" per evitare che lo iodio libero sia captato anche da questa ghiandola; viene pertanto somministrata per via orale, per un periodo di 7 giorni prima dell'indagine diagnostica e per tutta la durata dell'esame, una soluzione iodo-iodurata in gocce, il Lugol.

Qualora l'indagine sia effettuata nel sospetto di sindrome di Conn o di iperandrogenismo, la scintigrafia è eseguita con test di soppressione al desametasone che, inibendo la secrezione di ACTH, riduce la captazione del tracciante a livello della zona fascicolata (quella deputata alla secrezione del cortisolo), permettendo di evidenziare meglio eventuali captazioni patologiche ACTH-indipendenti a sede nella zona glomerulare o reticolare[4]. Vengono somministrati 1 mg per via orale/6 ore o 4 mg per via i.m./die per i 7 giorni precedenti l'iniezione del radiofarmaco, e almeno per i 5 successivi.

Acquisizione delle immagini

Per l'acquisizione delle immagini si utilizza una gamma-camera a grande campo equipaggiata con collimatori a fori paralleli per le alte energie (HEGP, High Energy General Purposes).

Dopo l'iniezione del radiofarmaco le prime immagini vengono registrate in 2ª giornata ed, in base al quesito clinico ed al quadro scintigrafico visualizzato, possono essere effettuate ulteriori immagini sino a 7 giorni dopo la somministrazione. Per discriminare meglio l'attività surrenalica da quella renale, è indicato, durante l'acquisizione delle immagini più tardive, l'iniezione di un altro radiofarmaco ad esclusiva eliminazione renale, come il ^{99m}Tc-DTPA o il ^{99m}Tc-DMSA[4].

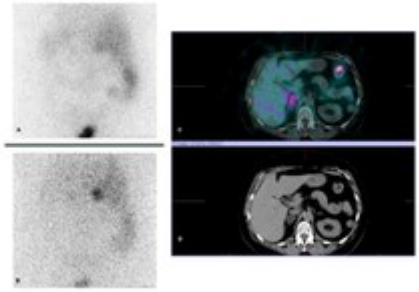
Interpretazione dell'esame

Sindrome di Cushing[5]

Pattern di captazione	Eziopatogenesi
Bilaterale e simmetrico	ACTH-dipendente: ipotalamico, ipofisario, sindrome da secrezione ectopica di ACTH, sindrome da secrezione ectopica di ormone di rilascio della corticotropina (CRH); ACTH indipendente.
Bilaterale ed asimmetrico	iperplasia nodulare bilaterale
Monolaterale	adenoma surrenalico; tessuto ectopico adrenocorticale, esiti di surrenalectomia incompleta
Non visualizzazione bilaterale	carcinoma surrenalico; severa ipercolesterolemia.

Iperaldosteronismo[5]

Pattern di captazione	Eziopatogenesi
Bilaterale, simmetrico precoce (prima del 5º giorno)	iperplasia autonoma bilaterale; iperaldosteronismo secondario
Monolaterale precoce (prima del 5º giorno)	adenoma monolaterale (tumore di Conn); tumore maligno monolaterale secernente aldosterone (raro)
Simmetrico tardivo (al 5º giorno o nei successivi)	quadro di normalità; iperaldosteronismo sopprimibile dal desametasone (raro)



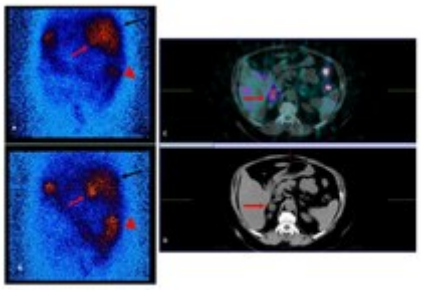
A: scintigrafia planare statica dell'addome in rilevazione posteriore eseguita 3 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo B: scintigrafia planare statica dell'addome in rilevazione posteriore eseguita 5 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo C: SPET/TC (immagini fuse) eseguita 3 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo D: SPET/TC (TC) eseguita 3 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo Freccia rossa: adenoma surrenalico destro Freccia nera: fegato Punta di freccia rossa: colon ascendente Freccia blu: vescica. Paziente di sesso femminile di 54 anni, con sospetto M. di Cushing. Alle indagini morfologiche la paziente presenta neoformazione surrenalica destra (43 mm), associata a livelli ematici di ACTH al di sotto della norma e profilo cortisolemico alterato. La scintigrafia conferma il sospetto clinico per la presenza di un'area ipercaptante in sede surrenalica destra, corrispondente alla neoformazione surrenalica, caratterizzata da incremento di captazione nel tempo. È presente inibizione completa del surrene controlaterale.

Note

1. ^ *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 666.
2. *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 667.
3. ^ (**EN**) D. Rubello, C. Bui e D. Casara, *Functional scintigraphy of the adrenal gland*, in *European Journal of Endocrinology*, vol. 147, n. 1, 1º luglio 2002, pp. 13–28, DOI:10.1530/eje.0.1470013. URL consultato l'8 dicembre 2017.
4. *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 670.
5. (**EN**) Anca M. Avram, Lorraine M. Fig e Milton D. Gross, *Adrenal Gland Scintigraphy*, in *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 36, n. 3, pp. 212–227, DOI:10.1053/j.semnuclmed.2006.03.004. URL consultato l'8 dicembre 2017.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.



A: scintigrafia planare statica dell’addome in rilevazione posteriore eseguita 3 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo B: scintigrafia planare statica dell’addome in rilevazione posteriore eseguita 5 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo C: SPET/TC (immagini fuse) eseguita 3 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo D: SPET/TC (TC) eseguita 3 gg dopo la somministrazione e.v. di 37 MBq di 131I-norcolesterolo Freccia rossa: adenoma surrenalico destro Freccia nera: fegato Punta di freccia rossa: colon ascendente Freccia blu: vescica. Paziente di sesso femminile di 62 anni, con sospetto M. di Cushing. Alle indagini morfologiche la paziente presenta neoformazione surrenalica destra (30 mm), associata a livelli ematici di ACTH al di sotto della norma e profilo cortisolemico alterato. La scintigrafia conferma il sospetto clinico per la presenza di un’area ipercaptante in sede surrenalica destra, corrispondente alla neoformazione surrenalica, caratterizzata da incremento di captazione nel tempo. È presente inibizione completa del surrene controlaterale.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Scintigrafia_corticosurrenalica&oldid=105457541"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 6 giu 2019 alle 19:39.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

DIAGNOSTICA PET

Tomografia a emissione di positroni

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **tomografia a emissione di positroni** (o **PET**, dall'inglese ***Positron Emission Tomography***) è una tecnica diagnostica medica di medicina nucleare utilizzata per la produzione di bioimmagini (immagini del corpo).

A differenza della tomografia computerizzata (TC) e della risonanza magnetica nucleare (RM), che forniscono informazioni di tipo morfologico, la PET dà informazioni di tipo fisiologico permettendo di ottenere mappe dei processi funzionali all'interno del corpo.

Quest'analisi strumentale serve per:

- studio delle patologie neoplastiche;
- diagnosi differenziale delle demenze e studi di neuroimaging funzionale;
- malattie di interesse reumatologico e infettivologico;
- ricerca di miocardio ibernato e studi di perfusione cardiaca.

Indice

Descrizione

Valutazione semi-quantitativa della captazione regionale

Applicazioni

Uso della PET in neurologia

Uso della PET in cardiologia

Uso della PET in reumatologia, immunologia e nelle malattie infettive

Uso della PET in oncologia

Rischi

Note

Bibliografia

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

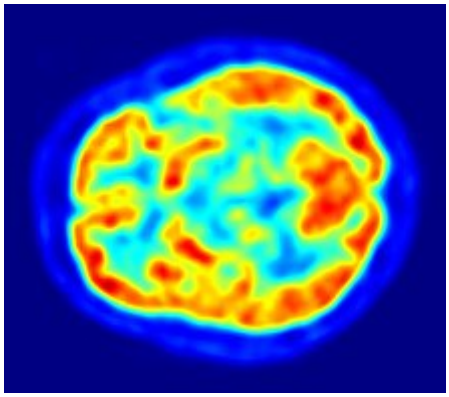
Tomografia a emissione di positroni

Procedura medica

Una tipica apparecchiatura per la PET

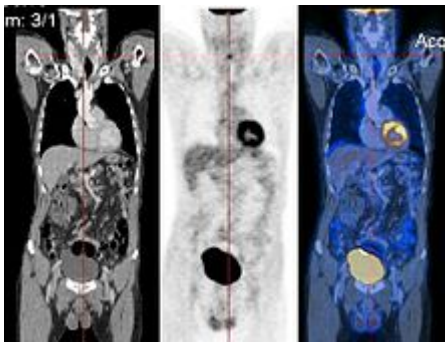
Tipo	Diagnostica medico-nucleare
Anestesia	No
Classificazione e risorse esterne	
ICD-9	92.0 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=92.0&Submit=Search&action=search)
MeSH	D049268 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D049268)
MedlinePlus	003827 (https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003827.htm)
Sinonimi	
PET	

Descrizione

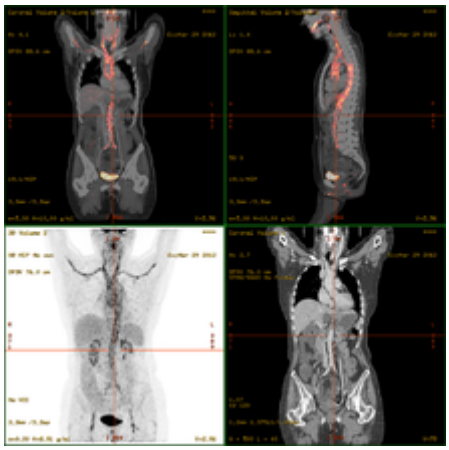


PET cerebrale

La procedura incomincia con l'iniezione di un radiofarmaco formato da un radio-isotopo tracciante con emivita breve, legato chimicamente a una molecola attiva a livello metabolico (vettore), ad esempio il fluorodesossiglucosio (^{18}F-FDG). Dopo un tempo di attesa, durante il quale la molecola metabolicamente attiva (spesso uno zucchero) raggiunge una determinata concentrazione all'interno dei tessuti organici da analizzare, il soggetto viene posizionato nello scanner. L'isotopo di breve vita media decade, emettendo un positrone. Dopo un percorso che può raggiungere al massimo pochi millimetri,[1] il positrone si annichila con un elettrone,[2] producendo una coppia di fotoni gamma entrambi di energia 511 keV emessi in direzioni opposte tra loro (fotoni "back to back").

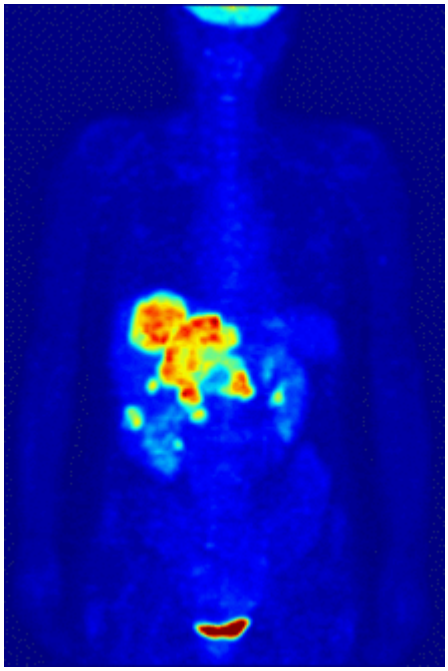


Immagini TC e PET sovrapposte

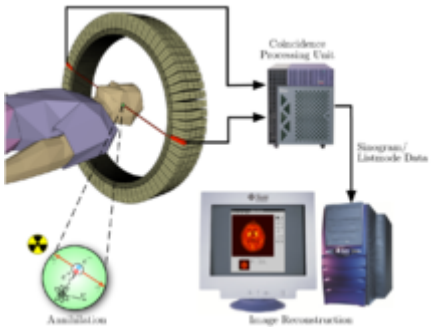


Vasculite dei grossi vasi rilevata con la FDG PET

Questi fotoni sono rilevati quando raggiungono uno scintillatore, nel dispositivo di scansione, dove creano un lampo luminoso, rilevato attraverso dei tubi fotomoltiplicatori. Punto cruciale della tecnica è la rilevazione simultanea di coppie di fotoni: i fotoni che non raggiungono il rilevatore in coppia, cioè entro un intervallo di tempo di pochi nanosecondi, non sono presi in considerazione. Dalla misurazione della posizione in cui i fotoni colpiscono il rilevatore, si può ricostruire l'ipotetica posizione del corpo da cui sono stati emessi, permettendo la determinazione dell'attività o dell'utilizzo chimico all'interno delle parti del corpo investigate.



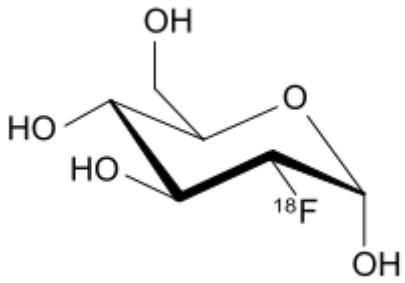
Maximum Intensity Projection (MIPS) di una tipica acquisizione total body con ^{18}F-FDG.



Schema di un processo di acquisizione PET

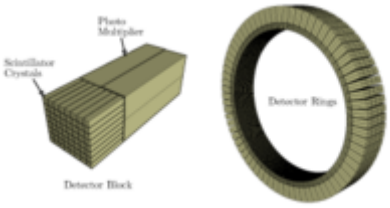
I modelli più recenti di tomografi immessi in commercio possono migliorare la risoluzione spaziale e di contrasto delle immagini utilizzando durante la loro ricostruzione la *correzione per il tempo di volo* (*Time of Flight* o *TOF* in inglese). Questa correzione tiene conto di quale dei due fotoni di coincidenza interagisce per primo coi rilevatori del tomografo ed è quindi in grado di localizzare in modo più preciso il punto di annichilazione del positrone.

L'ultima innovazione tecnologica riguardante i tomografi è rappresentata dalla PET digitale. Queste macchine permettono di acquisire immagini di migliore qualità (sia in termini di risoluzione spaziale sia di contrasto) somministrando minori attività di radiofarmaco al paziente e riducendo i tempi di acquisizione. Queste nuove macchine utilizzano dei fotodiodi e dei fotomoltiplicatori al silicio per rilevare i fotoni gamma prodotti dall'annichilazione dei positroni anziché la classica combinazione di cristalli e fotomoltiplicatori, permettendo una conversione diretta dell'energia dei fotoni in segnale elettrico[3].

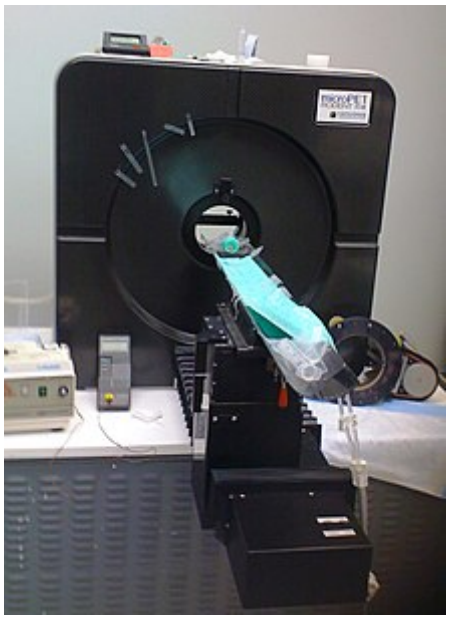


Struttura chimica del fluorodesossiglucosio

La densità dell'isotopo nel corpo è poi mostrata all'operatore, sotto forma di immagini di sezioni (generalmente trasverse) separate fra loro di 5 mm circa. La mappa risultante rappresenta i tessuti in cui la molecola campione si è maggiormente concentrata e viene letta e interpretata da uno specialista in medicina nucleare al fine di determinare una diagnosi e il conseguente trattamento.


Vista schematica di un apparato di rilevazione e dell'anello dello scanner PET (qui: Siemens ECAT Exact HR+)

I radionuclidi utilizzati nella scansione PET sono generalmente isotopi con breve tempo di dimezzamento, come ^{11}C (~20 min), ^{13}N (~10 min), ^{15}O (~2 min) e soprattutto ^{18}F (~110 min). Per via del loro basso tempo di dimezzamento, i radioisotopi devono essere prodotti da un ciclotrone posizionato in prossimità dello scansionatore PET. Questi radionuclidi sono incorporati in composti normalmente assimilati dal corpo umano, come il glucosio, l'acqua o l'ammoniaca, e quindi iniettati nel corpo da analizzare per tracciare i luoghi in cui vengono a distribuirsi. I composti così contrassegnati vengono chiamati radiotraccianti o radiofarmaci.


MicroPET per studi su animali

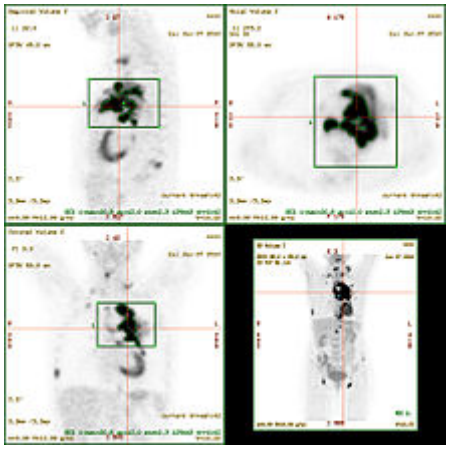
Valutazione semi-quantitativa della captazione regionale

La valutazione delle aree ipercaptanti sulle immagini di norma viene fatta in maniera qualitativa da medici esperti; tuttavia esistono dei casi dubbi in cui un'analisi semi-quantitativa può essere utile. Il principale parametro utilizzato in tal senso è il SUV (Standardized Uptake Value) che si può calcolare su ogni area dubbia mediante la seguente formula:

$$SUV = \frac{\text{Attivita' Target/Massa Target}}{\text{Attivita' Somministrata/Massa Corporea}}$$

Tale rapporto mostra quante volte capta di più (o di meno) l'area interessata rispetto a quanto capterebbe un'area di uguale massa. Il calcolo del SUV poi può essere ulteriormente corretto per altri parametri, come la superficie corporea o la massa magra. Di solito viene usato nella valutazioni il valore più alto di SUV rilevato a livello delle lesioni studiate (SUVmax). Altri modelli più accurati si basano sull'analisi della cinetica di captazione, rilevata tramite acquisizioni e misurazioni del pool circolante seriate.

Molti studi che valutano la risposta alle terapie citostatiche si avvalgono di misurazioni seriate del SUV in più scansioni nel tempo sulle lesioni per quantificare la riuscita dei trattamenti. Questo perché la PET ha una risoluzione spaziale minima di un cubo di 5 mm di lato, e quindi consente un'ottima valutazione (anche se non garantisce la scomparsa di malattia sotto questo valore) che arriva a fare stime sul singolo grammo di tessuto. Di solito come criterio si considera la riduzione percentuale del valore fra le varie misurazioni, che ovviamente devono essere il più simili possibile come attività somministrata, tempo di acquisizione delle immagini dal momento dell'iniezione e specifiche tecniche della scansione stessa.



Volume di Interesse ricavato con una workstation includendo nella regione tutti i voxel con un SUV fino al 42% del massimo presente nella VOI cubica di riferimento

Nello studio del linfoma di Hodgkin e dei Linfomi non Hodgkin avidamente captanti l'FDG (compreso il linfoma follicolare), è ormai di uso comune l'utilizzo dei *Criteri di Deauville* per la valutazione della risposta ai trattamenti. Tali criteri si basano sul confronto del SUVmax delle lesioni patologiche con quello rilevato a livello del fegato e dell'aorta. Uno score di 4 o 5 è indice di non risposta ai trattamenti/progressione[4].

Score Deauville	Cut-off del SUVmax
1	Lesione non captante
2	SUVmax lesione <= SUVmax aortico
3	SUVmax aortico < SUVmax lesione <= SUVmax fegato
4	SUVmax lesione > SUVmax fegato
5	SUVmax lesione > 2-3 volte il SUVmax del fegato o comparsa di nuove sedi di malattia

Altri criteri proposti per valutare la risposta alla terapia sono i PERCIST (Positron Emission tomography Response Criteria In Solid Tumor). Nell'usare questi criteri si utilizza come variabile il SULpeak (SUV corretto per la massa magra) che viene misurato sulle 5 lesioni più significative dell'esame (massimo 2 per organo) e di grandezza misurabile (almeno 2 centimetri). La malattia viene quindi ristadiata usando i criteri descritti sotto.

Valutazione PERCIST	Descrizione
Risposta metabolica completa	Scomparsa di tutte le lesioni con SULpeak > 2,5
Risposta metabolica parziale	Riduzione dell'attività metabolica di almeno il 30% (media dei valori di tutte le lesioni misurabili) e di almeno 0,8 unità di SUL
Progressione metabolica di malattia	Incremento dell'attività metabolica di almeno il 30% (media dei valori di tutte le lesioni misurabili), incremento assoluto di almeno 0,8 unità di SUL, incremento visibile dell'estensione di malattia, comparsa di nuove lesioni di malattia
Malattia metabolica stabile	Tutte le condizioni non includibili nei quadri sopra

Negli ultimi anni si stanno sviluppando delle metodiche che hanno come obiettivo di quantificare la disomogeneità delle lesioni tumorali; tali metodi sono basati sull'analisi delle texture (*texture analysis*) e sono stati utilizzati inizialmente in ambito radiologico. Spesso lesioni che presentano un uptake di radiofarmaco più

disomogeneo sono più aggressive per la maggiore presenza di necrosi o di differenti cloni cellulari al loro interno, come evidenziato dalla correlazione di questi parametri con i dati genetici, molecolari, e istologici (*Radiomica* e *Radiogenomica*).

Il principale difetto dei parametri semiquantitativi rilevabile in PET è la scarsa standardizzazione. Numerosi fattori, non sempre controllabili, infatti influiscono sui risultati (modello del tomografo, parametri di acquisizione, ecc...)

Applicazioni

La PET è usata estensivamente in oncologia clinica[5] (per avere rappresentazioni dei tumori e per la ricerca di metastasi) e nelle ricerche cardiologiche e neurologiche. Metodi di indagine alternativi sono la tomografia computerizzata a raggi X (TC), l'imaging a risonanza magnetica (MRI), la risonanza magnetica funzionale (RMF) e la tomografia computerizzata a ultrasuoni e a emissione di singolo fotone.

A ogni modo, mentre gli altri metodi di scansione, come la TAC e la RMN permettono di identificare alterazioni organiche e anatomiche nel corpo umano, le scansioni PET sono in grado di rilevare alterazioni a livello biologico molecolare che spesso precedono l'alterazione anatomica, attraverso l'uso di marcatori molecolari che presentano un diverso ritmo di assorbimento a seconda del tessuto interessato. Con una scansione PET è possibile visualizzare e quantificare con discreta precisione il cambio di afflusso sanguigno nelle varie strutture anatomiche (attraverso la misurazione della concentrazione dell'emettitore di positroni iniettato).

Spesso, e sempre più frequentemente, le scansioni della Tomografia a Emissione di Positroni sono raffrontate con le scansioni a Tomografia Computerizzata, fornendo informazioni sia anatomiche e morfologiche, sia metaboliche (in sostanza, su come il tessuto o l'organo siano conformati e su cosa stiano facendo). Per sopperire alle difficoltà tecniche e logistiche conseguenti allo spostamento del paziente per eseguire i due esami e alle imprecisioni conseguenti, ci si avvale oramai esclusivamente dei tomografi PET-TC, nei quali il sistema di rilevazione PET e un tomografo TC di ultima generazione sono assemblati in un unico gantry e controllati da un'unica consolle di comando. L'introduzione del tomografo PET-TC ha consentito un grande miglioramento dell'accuratezza e dell'interpretabilità delle immagini ed una notevole riduzione dei tempi di esame.

La PET gioca un ruolo sempre maggiore nella verifica della risposta alla terapia, specialmente in particolari terapie anti-cancro.[5]

La PET è usata anche in studi pre-clinici sugli animali,[6] dove invece le indagini ripetute sullo stesso soggetto sono consentite. Queste ricerche si sono dimostrate particolarmente valide nella ricerca sul cancro, dove si registra un aumento della qualità statistica dei dati e una sostanziale riduzione del numero di animali richiesti per ogni singolo studio.

Una limitazione alla diffusione della PET è il costo dei ciclotroni per la produzione dei radionuclidi di breve tempo di dimezzamento. Pochi ospedali e Università possono permettersi l'acquisto e il mantenimento di questi costosi apparati e quindi la maggior parte dei centri PET è rifornita da fornitori esterni. Questo vincolo limita l'uso della PET clinica principalmente all'uso di traccianti contrassegnati con il ^{18}F, che avendo un tempo di dimezzamento di 110 minuti può essere trasportato a una distanza ragionevole prima di essere utilizzato. Anche il ^{68}Ga (ottenibile grazie a un generatore) permette di ottenere traccianti in maniera più agevole, mentre il ^{82}Rb è a volte usato per lo studio dell'irrorazione del miocardio.

Uso della PET in neurologia

La PET cerebrale con FDG permette di valutare il metabolismo glicidico a livello cerebrale ed è utilizzata nella diagnosi delle demenze e nella valutazione del deterioramento cognitivo lieve (MCI *Mild Cognitive Impairment*).

Mediante ulteriori radiofarmaci è possibile anche eseguire l'imaging della neurotrasmissione (In particolare del sistema dopaminergico. Tale argomento è ampiamente trattato nella relativa voce) o mirato alla ricerca di depositi e placche di beta amiloide nel sospetto di Malattia di Alzheimer.

Sono in studio inoltre dei traccianti specifici per la Proteina Tau (sostanza spesso associata a molte patologie neurodegenerative).

Uso della PET in cardiologia

La tomografia a emissione di positroni è una metodica utilizzata nello studio del cuore (**PET cardiaca**). Mediante questo tipo di imaging è infatti possibile effettuare sia studi di perfusione (utilizzando ammoniaca marcata con azoto-13, acqua marcata con ossigeno-15 o il rubidio-82) sia di metabolismo (utilizzando il fluorodesossiglucosio). Gli studi di perfusione consentono di localizzare aree del cuore in cui è presente un deficit di irrorazione in seguito ad esempio a fenomeni di arteriosclerosi (con un'accuratezza maggiore rispetto alla scintigrafia miocardica perfusionale), mentre lo studio di metabolismo è utile per la ricerca di miocardio vitale. Per quest'ultima indicazione la PET è considerata la metodica *gold standard*.

Uso della PET in reumatologia, immunologia e nelle malattie infettive

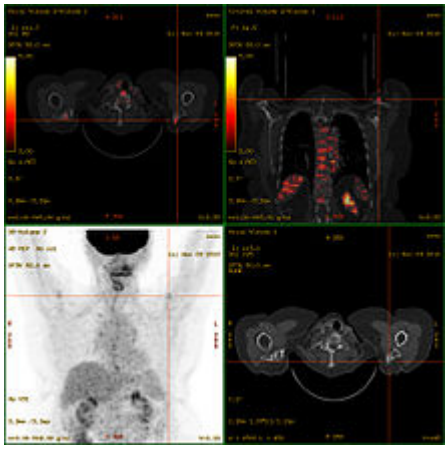
La PET con FDG è utilizzata ampiamente nello studio di queste patologie. In particolare per:

- la sarcoidosi
- le osteomieliti dello scheletro appendicolare
- l'osteomielite vertebrale e la spondilodiscite
- la ricerca di foci infettivi in pazienti con febbre di origine sconosciuta o con batteriemia ad alto rischio di infezioni metastatiche
- le vasculiti dei grossi vasi
- valutazione di cisti epatiche o renali potenzialmente infette
- sospetta infezione di *device* intravascolari (pacemaker e cateteri)
- infezioni associate all'AIDS o alla malattia di Castleman
- valutazione delle lesioni tubercolari

Uso della PET in oncologia

La PET in oncologia ha le seguenti indicazioni:

- stadiazione e ristadiazione a fine terapia;
- monitoraggio delle terapie antineoplastiche;
- diagnosi differenziale fra benignità o malignità delle lesioni;
- ricerca di tumori primitivi occulti (tumori che hanno già dato metastasi, ma che hanno origine sconosciuta);
- ricerca del miglior punto di una lesione da cui effettuare una biopsia;
- caratterizzazione metabolica delle lesioni neoplastiche;

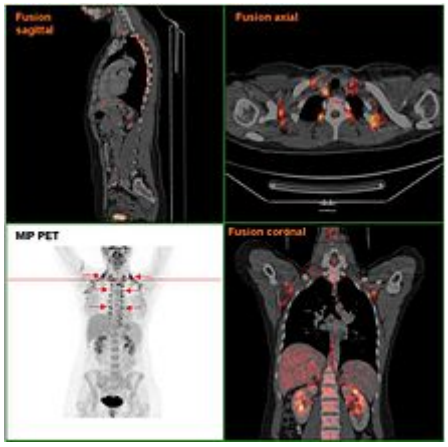


Captazione ossea dovuta ad artrosi (vedi puntatore)

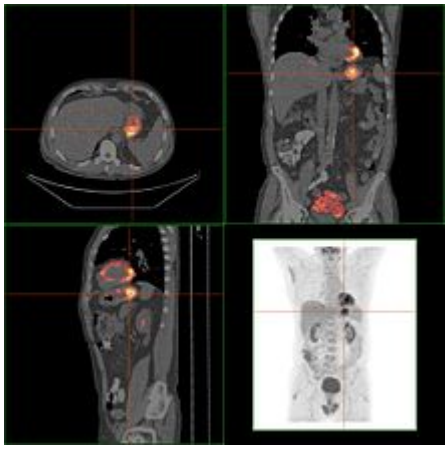
- pianificazione di trattamenti radioterapici.

I traccianti utilizzabili in oncologia sono molti, ma il più diffuso è il 18fluorodesossiglucosio, cioè glucosio che in posizione 2, invece di un ossidrile, presenta un atomo di fluoro 18 emettitore di positroni. Tale farmaco viene captato di solito in maggior misura dai tessuti neoplastici in quanto sono metabolicamente più attivi (le cellule neoplastiche possono avere un metabolismo fino a 200 volte maggiore rispetto a quelle normali) soprattutto per il fatto che la loro principale via metabolica per il sostentamento energetico è la glicolisi anaerobia.

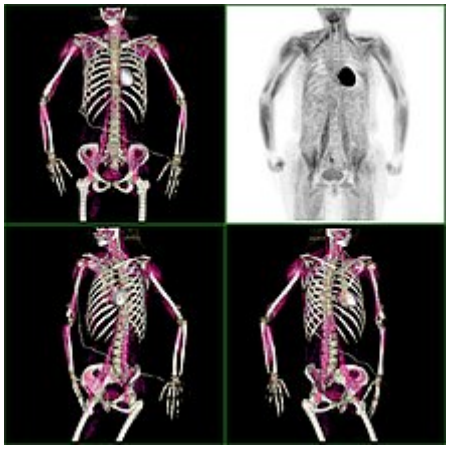
La PET (con colina) è anche utilizzata in alternativa alla scintigrafia paratiroidea per la ricerca di paratiroidi ipertrofiche o di adenomi paratiroidei nei pazienti affetti da iperparatiroidismo.



Tessuto adiposo bruno visibile in una FDG-PET



Captazione dovuta a una gastrite



Captazione muscolare fisiologica in una FDG PET

Rischi

La scansione non è invasiva, ma implica l'esposizione a radiazioni ionizzanti. La dose totale di radiazione è significativa, di solito circa 5–7 mSv (milli-sievert). Comunque, nella pratica moderna, una scansione combinata di PET/CT è quasi sempre utilizzata, e per una scansione PET/CT, l'esposizione di radiazione può essere sostanzialmente attorno ai 23–26 mSv (per una persona di 70 kg, la dose è più alta per corpi di maggiore peso).[7] Comparato al livello di classificazione per chi lavora nel campo delle radiazioni nel Regno Unito di 6 mSv, si deve trarre che l'uso della PET necessita di una giustificazione più che sufficiente. Ciò si può anche comparare con la radiazione di fondo media annuale di 2.2 mSv nel Regno Unito, 0.02 mSv per una radiografia X al torace e 6.5–8 mSv per una scansione del torace, secondo la rivista *Chest* e ICRP.[8] D'altro canto secondo l'associazione IFALPA nel 1999 si dichiarò che un operatore di volo riceverebbe una dose di radiazioni di 4–9 mSv per anno.[9]

Note

1. ^ Michael E. Phelps, *PET: physics, instrumentation, and scanners*, Springer, 2006, pp. 8–10.
2. ^ *PET Imaging*, GE Healthcare.
3. ^ https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5612735/

4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 768-771.
5. Young H, Baum R, Cremerius U, *et al.*, *Measurement of clinical and subclinical tumour response using [18F]-fluorodeoxyglucose and positron emission tomography: review and 1999 EORTC recommendations.*, in *European Journal of Cancer*, vol. 35, n. 13, 1999, pp. 1773–1782, DOI:10.1016/S0959-8049(99)00229-4, PMID 10673991.
6. ^ Rat Conscious Animal PET (http://www.chemistry.bnl.gov/ratcap/gallery.html) Archiviato (https://web.archive.org/web/20120305072444/http://www.chemistry.bnl.gov/ratcap/gallery.html) il 5 marzo 2012 in Internet Archive.
7. ^ Brix G, Lechel U, Glatting G, *et al.*, *Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality 18F-FDG PET/CT examinations*, in *J. Nucl. Med.*, vol. 46, n. 4, aprile 2005, pp. 608–13, PMID 15809483.
8. ^ de Jong PA, Tiddens HA, Lequin MH, Robinson TE, Brody AS, *Estimation of the radiation dose from CT in cystic fibrosis*, in *Chest*, vol. 133, n. 5, maggio 2008, pp. 1289–91; author reply 1290–1, DOI:10.1378/chest.07-2840, PMID 18460535.
9. ^ Air crew radiation exposure—An overview (http://www.ans.org/pubs/magazines/nn/docs/2000-1-3.pdf) Archiviato (https://web.archive.org/web/20110612003712/http://www.ans.org/pubs/magazines/nn/docs/2000-1-3.pdf) il 12 giugno 2011 in Internet Archive., Susan Bailey, Nuclear News (a publication of American Nuclear Society), January 2000.

Bibliografia

- Maurizio Dondi e Raffaele Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, 2003, ISBN 88-555-2728-2.
- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.
- (**EN**) Francesco Signorelli e Domenico Chirchiglia, *FDG-PET Imaging in Neurodegenerative Brain Diseases (https://www.intechopen.com/books/functional-brain-mapping-and-the-endeavor-to-understand-the-working-brain/fdg-pet-imaging-in-neurodegenerative-brain-diseases)*, ISBN 978-953-51-1160-3, 19 giugno 2013

Voci correlate

- Medicina nucleare
- Radioattività
- Antimateria
- Fusion imaging

Altri progetti

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **tomografia a emissione di positroni (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Positron_emission_tomography?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (**EN**) *Tomografia a emissione di positroni*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.

- Linee Guida (https://www.aimn.it/pubblicazioni/LG/LG_FDG_PET_EmiliaRom_07.pdf) della regione Emilia Romagna per l'uso appropriato della FDG PET in oncologia.
- Presentazione (http://aimn.meetingup.it/wp-content/uploads/mup-presentations/a-biggi--1.pdf) al Congresso Nazionale AIMN (Associazione Italiana di Medicina Nucleare) Rimini 2015 sulla quantificazione con FDG PET della risposta alle terapie in oncologia
- (**EN**) Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5283691/) sulla *Texture Analysis* in PET
- (**EN**) Linee Guida (http://eanm.org/publications/guidelines/2013_published_Inf_Infl_EANM-SNMMI_GL_18F-FDG_Use_in_Inflammation_and_Infection-1.pdf) Dell'European Association of Nuclear Medicine (EAMN) sull'uso della FDG PET nello studio delle infezioni e delle infiammazioni.
- *Imaging Atlas of PET-CT*, su *med.harvard.edu*.
- *Nuclear Medicine Information*, su *nucmedinfo.com*.
- *Introduction to PET Physics*, su *depts.washington.edu*. URL consultato il 4 maggio 2019 (archiviato dall'url originale il 24 febbraio 2019).
- GE HealthCare (https://web.archive.org/web/20060507224420/http://www.gehealthcare.com/euit/fun_img/index.html), Philips (https://web.archive.org/web/20060210123320/http://www.medical.philips.com/main/products/pet/), Siemens (https://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/CategoryDisplay,q,storeId,e,10001,a,langId,e,-1,a,catalogId,e,-1,a,categoryId,e,12756,a,catTree,e,100001,12788,12756,a,level,e,0,a,overviewId,e,12756,a,userviewId,e,12818,a,parentName,e,Nuclear+Medicine+/StoreCatalogDisplay?catalogId=-1&langId=-1&storeId=10001) - Major manufacturers of PET scanners
- *Thompson Cancer Survival Research Center info on PET*, su *thompsonpet.com*. URL consultato il 21 gennaio 2006 (archiviato dall'url originale il 26 dicembre 2005).
- *What is PET?*, su *radiologyinfo.org*.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 54010 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=54010) · LCCN (**EN**) sh85135956 (http://id.loc.gov/authorities/subjects/sh85135956) · GND (**DE**) 4129799-4 (https://d-nb.info/gnd/4129799-4)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Tomografia_a_emissione_di_positroni&oldid=117381486"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 20 dic 2020 alle 10:53.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

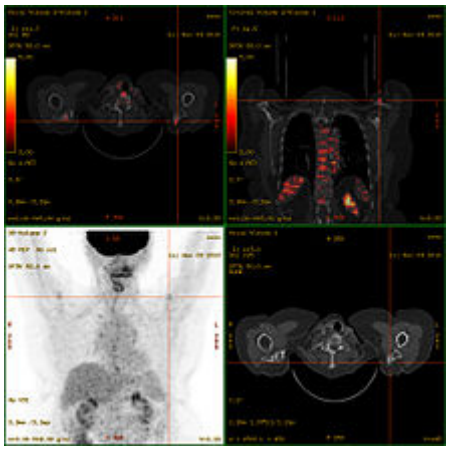
WIKIPEDIA

Utilizzo della PET in oncologia

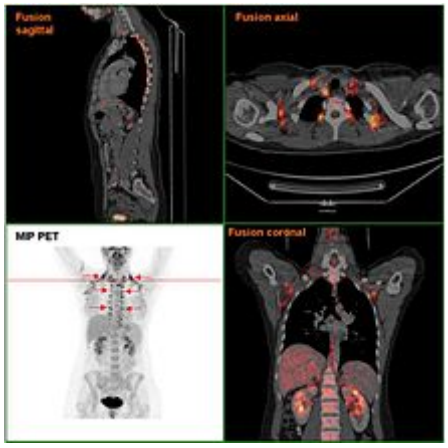
Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **PET in oncologia** ha le seguenti indicazioni:

- stadiazione e ristadiazione a fine terapia;
- monitoraggio delle terapie antineoplastiche;
- diagnosi differenziale fra benignità o malignità delle lesioni;
- ricerca di tumori primitivi occulti (tumori che hanno già dato metastasi, ma che hanno origine sconosciuta);
- ricerca del miglior punto di una lesione da cui effettuare una biopsia;
- caratterizzazione metabolica delle lesioni neoplastiche;
- pianificazione di trattamenti radioterapici.



Captazione ossea dovuta ad artrosi (vedi puntatore)



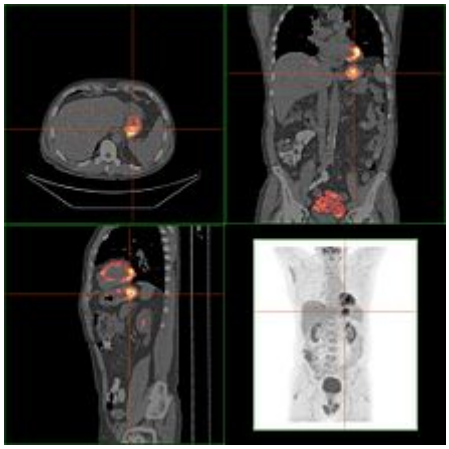
Tessuto adiposo bruno visibile in una FDG-PET

I traccianti utilizzabili in oncologia sono molti, ma il più diffuso è il 18fluorodesossiglucosio, cioè glucosio che in posizione 2, invece di un ossidrile, presenta un atomo di fluoro 18 emettitore di positroni. Tale farmaco viene captato di solito in maggior misura dai tessuti neoplastici in quanto sono metabolicamente più attivi (le cellule neoplastiche possono avere un metabolismo fino a 200 volte maggiore rispetto a quelle normali) soprattutto per il fatto che la loro principale via metabolica per il sostentamento energetico è la glicolisi anaerobia. Per ragioni simili, neoplasie ben differenziate o mucinose captano poco questo tracciante, inoltre anche il livello glicemico influisce ovviamente nella captazione del tracciante in quanto il glucosio "fisiologico" compete con l'FDG per entrare nelle cellule (particolare attenzione viene quindi rivolta ai pazienti diabetici. Per evitare questi problemi è bene che la glicemia sia in ogni caso inferiore a 200 mg/dl. Oltre a ciò è anche necessario evidenziare come anche i tessuti ove è in atto il fenomeno dell'infiammazione captano avidamente L'FDG tramite le stesse cellule della flogosi (specie i macrofagi) e lo stesso vale per la muscolatura, sia scheletrica che striata (specie quella intestinale); col rischio che l'esame mostri risultati falsi positivi, per fortuna spesso contenibili abbinando alla scansione PET una scansione TC o RMN. Altro tessuto avidamente captante l'FDG è il tessuto adiposo bruno. Per tali motivi il paziente sottoposto a PET con FDG deve essere a digiuno da almeno 6 ore, deve restare a riposo dall'iniezione all'acquisizione dell'esame in ambiente calmo e riscaldato (per ridurre l'attivazione del grasso bruno). In generale, l'indagine PET con FDG non è raccomandata nel follow up del paziente oncologico asintomatico o senza segni di ripresa di malattia (in quanto gravata da numerosi falsi positivi, specie in sedi esposte ad insulti flogistico-infettivi ed intestinale).

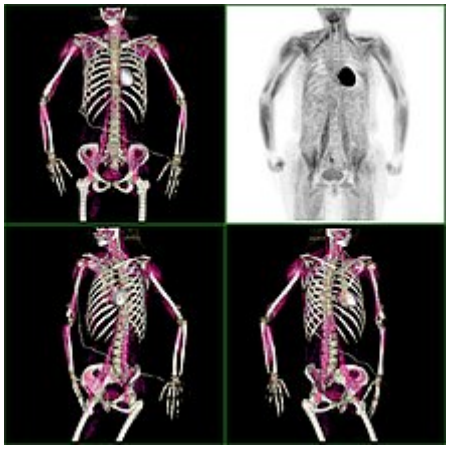
Nei successivi paragrafi sono elencate le indicazioni dell'esame relative ai più diffusi ambiti di impiego della metodica[1].

Indice

Ricerca di tumori primitivi occulti
Ricerca di seconde neoplasie
Pianificazione di trattamenti radioterapici
Tumori polmonari e del mediastino
Neoplasie ematologiche
Carcinoma mammario
Melanoma
Carcinomi della mucosa orale
Tumori tiroidei
Tumori neuroendocrini
Carcinoma dell'esofago
Carcinoma gastrico
GIST
Carcinoma del colon-retto
Carcinoma del pancreas
Colangiocarcinoma
Carcinoma dell'ovaio
Carcinoma della cervice uterina
Carcinoma prostatico
PET con colina
Carcinoma epatocellulare
Carcinoma a cellule renali
Seminoma
Tumori cerebrali
PET con metionina
Sarcomi e tumori dell'apparato locomotore
Note
Bibliografia
Collegamenti esterni



Captazione dovuta a una gastrite



Captazione muscolare fisiologica in una FDG PET

Ricerca di tumori primitivi occulti

La PET con FDG è usata per rilevare le lesioni di tumori primitivi nel caso in cui queste non siano rilevabili con altre tecniche (che dipendono dall'istotipo sospettato) e nel caso il sospetto non sia di tumore neuroendocrino (in tali casi si usano esami specifici come l'Octreoscan o la PET con gli analoghi della somatostatina marcati con Gallio-68). Tale metodica riesce nel suo obiettivo nel 37% dei casi in media; con sensibilità e specificità medie dell'84%. Le linee guida suggeriscono di usare la metodica in presenza di metastasi nota[2].

Ricerca di seconde neoplasie

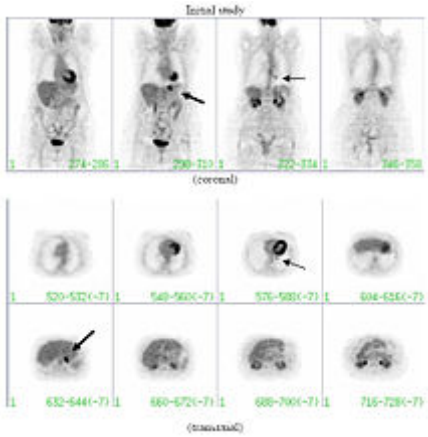
In una percentuale di pazienti (5-8%) è possibile rinvenire seconde neoplasie nella loro storia clinica. La PET, essendo un'indagine che al contrario di altre metodiche di imaging, analizza sempre tutto il corpo; può spesso evidenziarle in stadio precoce consentendo una terapia meno invasiva. Tale analisi però non è raccomandata come indagine di screening nei pazienti oncologici in quanto è facile confondere una seconda neoplasia con una metastasi del primo tumore, così come con lesioni funzionali o infiammatorie. Per tali motivi la metodica è comunque gravata da una buona quota di falsi positivi, che porterebbero ad eseguire esami o interventi inutili[3].

Pianificazione di trattamenti radioterapici

Prima di effettuare trattamenti radioterapici è necessario definire i volumi da trattare. Solitamente tale operazione è svolta con l'ausilio di immagini TC o RMN che, in taluni casi, non riescono a raggiungere un'accuratezza sufficiente. La PET e la SPECT, fornendo indicazioni funzionali sui tessuti che cambiano a seconda del tracciante scelto (metabolismo, ipossia, angiogenesi, apoptosi, espressione di determinati recettori,...), consentono altri approcci nella definizione dei suddetti volumi, anche con maggiore precisione all'interno delle stesse aree neoplastiche. Al momento sono in corso diversi studi sull'argomento, per numerosi istotipi e con valutazione delle immagini sia qualitativa che semi-quantitativa mediante SUV. Altro problema è dovuto ai movimenti del paziente e del tumore; ad esempio a causa alla respirazione. Per risolvere sono in studio dei protocolli che si avvalgono di scansioni sincronizzate coi movimenti del torace (*gating*)[4].

Tumori polmonari e del mediastino

La PET è utilizzata nella valutazione di malignità dei noduli polmonari. È noto che noduli che presentano un SUV >2,5 hanno un'alta probabilità di essere maligni. Limitazione importante all'impiego di quest'esame è il fatto che spesso le lesioni sono più piccole di 1 cm (quindi il SUV è spesso sottostimato o la lesione non è visibile). Il limite di risoluzione a un centimetro, maggiore della risoluzione delle comuni macchine, è dovuto ai movimenti respiratori del paziente che fanno perdere precisione alle immagini. Ancora più spesso molte lesioni infiammatorie sono positive alla PET (e possono portare a falsi positivi). Per tale motivo la PET con FDG non consente ad esempio di eseguire una certa diagnosi differenziale fra lesioni neoplastiche ed infettive o infiammatorie in genere. Inoltre molti istotipi ben differenziati captano poco il tracciante.



Nodo polmonare 1 cm di diametro rilevato prima in una radiografia del torace e poi alla TC e studiato mediante FDG PET per sospetto di lesione maligna. L'esame ha mostrato captazione abnorme in tale sito e a livello della giunzione gastro-esofagea. Entrambe le sedi si sono rivelate essere localizzazioni di un linfoma non Hodgkin.

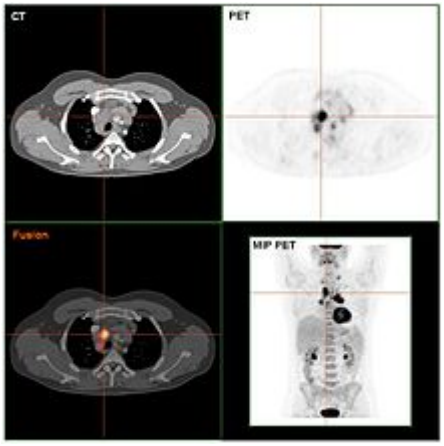
Un ruolo molto importante nella gestioni dei tumori polmonari non a piccole cellule la PET lo occupa nella loro stadiazione. Specie per la rilevazione dei linfonodi mediastinici colpiti (anche con diametro < 1 cm) così come delle metastasi a distanza. La metodica medico-nucleare è invece meno accurata nel definire il parametro T (relativo alla lesione primitiva), Mentre ha un ruolo importante anche nel follow up dei pazienti durante e dopo la terapia, dove consente spesso di rilevare, nei soggetti fumatori, seconde neoplasie dovute a questo fattore di rischio. Per quanto riguarda i tumori a piccole cellule, la PET anche qui ha mostrato una buona accuratezza, specie nell'individuazione delle (purtroppo frequenti) metastasi cerebrali di questo tumore. in tali casi però il radiofarmaco di scelta da utilizzare dovrebbe essere la fluoro18tirosina per ridurre il fondo. Nella valutazione della risposta ai trattamenti si è visto che la PET in

questi casi è superiore del 20-35% rispetto a TC ed RMN, specie nel differenziare le recidive dalla fibrosi post-trattamento. È comunque necessario far trascorrere un po' di tempo prima di eseguire l'esame per ridurre i risultati falsi-positivi da residui infiammatori post-terapia. Almeno 3 mesi dal termine delle terapie radianti ed almeno 3 settimane dalla chemioterapia. Da ricordare la ridotta sensibilità della metodica per alcune forme di tumore polmonare non a piccole cellule come il carcinoma polmonare a crescita lepidica e nel caso dei tumori neuroendocrini, specie se ben differenziati. La positività linfonodale rilevata in sede mediastinica può essere dovuta anche ad infiammazione di queste strutture (specie nei pazienti fumatori), motivo per cui, a completamento stadiativo, in caso di FDG PET positiva viene spesso eseguita una mediastinoscopia con biopsia dei linfonodi sospetti.

Altro tumore polmonare che la PET riesce a distinguere bene dalle lesioni benigne della pleura è il mesotelioma (che capta molto bene il radiodeossiglucosio). L'esame è infatti molto usato sia nella valutazione post terapia sia nella ricerca di metastasi e stadiazione. Anche la prognosi correla col quadro PET. Un SUV <10 e un istotipo epiteliale correlano con una migliore aspettativa per il paziente. La principale pecca della PET anche in questo caso è la bassa risoluzione spaziale che può portare a falsi negativi, così come la presenza di processi infiammatori che può dare falsi positivi. In generale, la sensibilità della metodica è dell'83-85%, mentre la specificità varia dal 75% all'82%. Anche la presenza di linfonodi metastatici extrapleurici e di metastasi ad altri organi indica una prognosi peggiore. Oltre al SUV, altri parametri ricavati con speciali algoritmi si sono dimostrati più efficaci nello stimare la risposta alle terapie, come il Volume Glicolitico Totale (TGV) e la Glicolisi Totale della Lesione (TLG).

Anche nel timoma lo studio PET può essere utile[5].

Neoplasie ematologiche

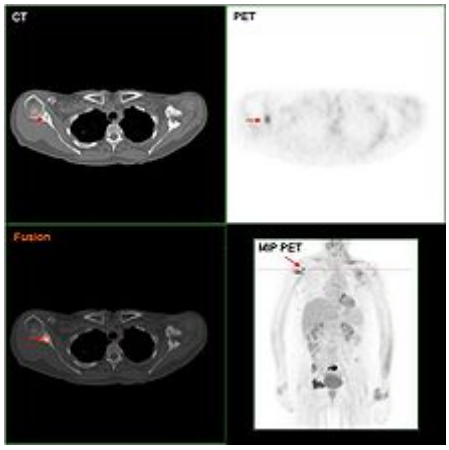


Localizzazione di linfoma di Hodgkin

I linfomi sono i tumori ematologici più spesso analizzati mediante l'imaging PET, che è usata per la stadiazione della patologia sia pre che post-terapia (stabilendo se la risposta è stata completa, parziale o non c'è stata, e così influenzando i successivi trattamenti). I linfomi che mostrano captazione dell'FDG più intensa sono il Linfoma di Hodgkin e il linfoma diffuso a grandi cellule B; meno il linfoma follicolare ed il linfoma mantellare. Altri istotipi sono invece definiti "indolenti" (in quanto meno aggressivi) e captano meno il radiofarmaco (esistono comunque anche altri istotipi aggressivi, ma poco captanti). Questo dato va tenuto ovviamente presente durante la refertazione e il confronto pre-post terapia. In tal proposito, le linee guida consigliano di riutilizzare la PET nella ristadiazione delle forme poco captanti solo se la PET iniziale era positiva. Analogamente per le forme più captanti, la scomparsa di tutte le aree visualizzate all'indagine pre-terapia in quella post è considerata indice di remissione completa. Per ridurre la captazione dovuta all'infiammazione post-trattamento, gli esami post-terapia devono essere eseguiti almeno 3 settimane dopo l'ultimo trattamento chemioterapico e almeno 3 mesi dopo l'ultimo radioterapico, anche se esistono in studio protocolli di rivalutazione durante la terapia stessa per monitorarne gli effetti. In tali casi sembra, almeno per i linfomi di Hodgkin, che la negativizzazione di questa *interim* PET correli con la prognosi dei pazienti. Non esistono ancora criteri temporali standard invece per la valutazione di malattia post immunoterapia e terapia radiometabolica. Una captazione nella milza maggiore di quella presente nel fegato indica localizzazione splenica della malattia (è comunque presente anche nei pazienti trattati con citochine). Lo stesso dicasi per lesioni multifocali a livello del midollo osseo; mentre una captazione diffusa allo stesso livello spesso rappresenta solo una reazione ai trattamenti. La PET comunque non è in grado di rilevare coinvolgimenti lievi o moderati a livello del midollo; se c'è tal sospetto è bene quindi eseguire una biopsia osteomidollare.

Anche la ricerca delle lesioni del mieloma multiplo può venir fatta usando la PET con FDG o con fluoro 18 desossi L-timidina (FLT, tale tracciante viene captato in maggior quantità dalle cellule in proliferazione) che, al contrario di TC ed RMN, può vedere le componenti corticale e midollare della malattia insieme[6].

Carcinoma mammario

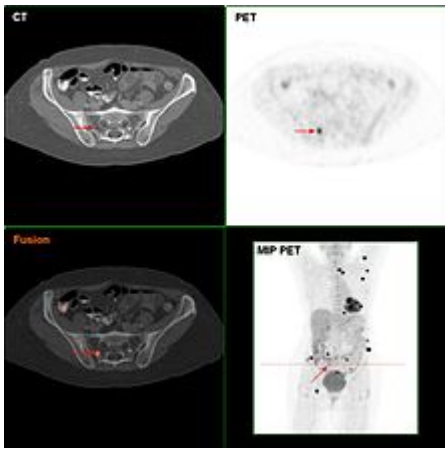


metastasi ossea di carcinoma mammario a livello della scapola destra

Con questa forma neoplastica la PET è indicata nella stadiazione pre-operatoria della malattia e nella ricerca di recidive e metastasi sia a distanza di tempo che nel post terapia. La captazione di questa forma tumorale è molto variabile, perciò l'indagine medico-nucleare è poco utile nelle fasi precoci di malattia, mentre acquista utilità nella stadiazione delle forme localmente avanzate (specie per la valutazione linfonodale) e anche nella ricerca di metastasi (sensibilità vicina al 100% e specificità del 98%. Nel 13% dei casi le metastasi sono di nuova osservazione. La classificazione TNM nel post-PET cambia nel 42% dei casi). Da ricordare come le tecniche PET hanno una risoluzione spaziale che non va sotto i 5 mm; quindi possono essere non rilevate lesioni più piccole di questo cut-off.

Nel *follow up* delle pazienti la PET non è raccomandata se non nel sospetto di recidiva di malattia. Altra categoria di pazienti invece in cui l'esame è molto utile è quella che ha subito interventi di ricostruzione mammaria, ove vede bene le recidive sulla parete toracica. La PET è anche usata per osservare l'effetto delle terapie neoadiuvanti e, usando traccianti appositi, anche per stabilire la presenza di recettori per gli estrogeni sulle cellule tumorali (ad esempio usando il fluoro 18 estradiolo o il fluoro 18 tamoxifene). inoltre è noto che, nei pazienti che rispondono bene alla terapia ormonale, la PET con FDG può rilevare un aumento della captazione denominato *flare-F18-FDG*. Ulteriori studi sono in corso per verificare l'effettiva utilità di questo dato in clinica[7].

Melanoma



melanoma metastatico

La PET è più sensibile di altre metodiche nella stadiazione dei pazienti affetti da questa patologia in stadi avanzati (IV) assieme alle indagini TC ed RMN. Nelle malattie localizzate e negli stadi bassi (I e II) invece ha maggiori falsi positivi (l'analisi del linfonodo sentinella in tali casi è l'indagine di scelta) mentre nello stadio III la metodica è consigliata per controllare che la malattia non abbia altre localizzazioni. Le indicazioni per il controllo post terapia sono limitate dalla spesso bassa efficacia di questa; inoltre in caso di sospetto clinico di metastasi la decisione di eseguire l'esame va ponderata caso per caso[8].

Carcinomi della mucosa orale

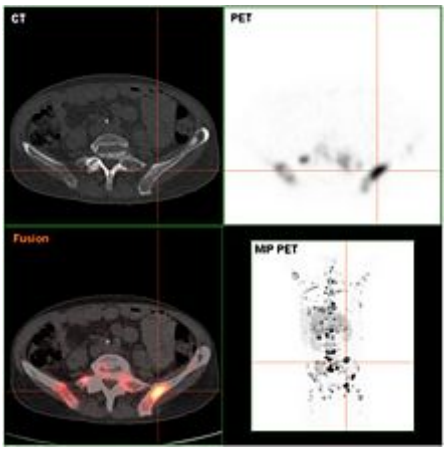
La PET in questi casi è impiegata nella stadiazione. Le metodiche TC ed RMN sono preferite nell'analisi del tumore primitivo in quanto hanno una migliore risoluzione anatomica, mentre la PET è utilizzata soprattutto per la ricerca di metastasi linfonodali o ad altri organi non rilevabili con le 2 metodiche citate prima, specie nelle forme localmente avanzate. Tuttavia, anche la PET non è in grado di rilevare le micrometastasi linfonodali (per questo a tal riguardo è più affidabile la tecnica del linfonodo sentinella)[9][10]. Per la valutazione post terapia e la ricerca di recidive la metodica di scelta è l'endoscopia con

biopsia, abbinata a TC o RMN; la PET infatti ha una specificità in taluni casi più bassa (varia dal 64% al 100%) a causa dei processi flogistici successivi alle terapie. Per tale ragione, il periodo più indicato per effettuare una scansione PET nei soggetti trattati è dopo 1-4 mesi, anche se sono necessari ulteriori studi per avere dati certi sull'utilità di questa metodica. La PET è anche utile per identificare tumori primitivi non visibili a TC o RMN nel caso siano state rilevate solo le metastasi linfonodali, così come eventuali secondi tumori (detti *simultanei* se compaiono assieme a quello già rilevato o entro un mese, *sincroni* se si manifestano entro 6 mesi dal primo rilevato o *metacroni* se si notano oltre i 6 mesi)[11].

Tumori tiroidei

La diagnosi e la terapia dei tumori tiroidei differenziati (carcinoma papillifero) si avvale da anni dell'isotopo 131 dello iodio. Questa sostanza, emettendo sia raggi gamma sia particelle beta meno, è utilizzata sia in campo diagnostico sia in terapia ed ha cambiato radicalmente la prognosi di questi pazienti, rendendola molto favorevole nella maggior parte dei casi. Esiste anche l'isotopo 124 dello iodio, che è un emettitore di positroni (quindi utilizzabile per indagini PET); ma dato che la PET con questa sostanza da risultati sovrapponibili alla scintigrafia con iodio-131 e l'isotopo 124 da un'emissione meno "pulita" in positroni, il suo uso è molto limitato. I tumori non differenziati invece spesso non captano lo iodio; in tali casi la PET con FDG si è dimostrata molto utile nella ricerca delle metastasi e nel ricercare la ripresa di malattia dopo l'intervento sul tumore primitivo (si esegue di solito se il paziente tireotomizzato mostra in circolo la presenza di tireoglobulina). In tali casi spesso si è notato che la captazione del radioiodio da parte delle cellule tumorali è inversamente proporzionale all'espressione del trasportatore del glucosio GLUT1 sulla membrana cellulare (questo fenomeno è chiamato *flip-flop*). Sembra anche che l'esame PET aumenti la propria sensibilità quando i livelli in circolo di TSH sono elevati. Questo dato potrebbe essere dovuto al fatto che l'ipotiroidismo diminuisce l'attività metabolica di tutti i tessuti corporei, abbassando il livello di fondo delle immagini, così come a una possibile stimolazione dello stesso TSH sulle cellule tumorali. Anche per il carcinomi midollare ed anaplastico la PET con FDG si è dimostrata utile per la stadiazione iniziale sui pazienti.

Per la forma midollare la PET è usata anche nella ricerca di recidive e metastasi. Inoltre, essendo questa forma neoplastica parte della grande famiglia dei tumori neuroendocrini; lo studio con ^{68}Ga-DOTATOC o altri farmaci analoghi della somatostatina può essere utile (ciò vale per i tumori ben differenziati, la perdita dell'uptake per gli analoghi della somatostatina correla con una sdifferenziazione delle lesioni ed è accompagnata anche in questo caso da un incremento dell'uptake di FDG). La positività all'esame con DOTATOC poi può essere sfruttata anche per effettuare terapie radiometaboliche mirate[12].



PET con ^{68}Ga DOTATOC in paziente con tumore neuroendocrino. La TC da sola non ha rilevato alcuna lesione

Tumori neuroendocrini

L'uso della PET con FDG è di solito riservata per queste patologie allo studio delle forme sdifferenziate di malattia o nello studio del grading delle lesioni (le forme sdifferenziate perdono l'espressione dei recettori per la somatostatina ed acquistano la capacità di captare l'FDG. Tale fenomeno è detto *flip-flop*). Lo studio delle forme differenziate (esprimenti i recettori per la somatostatina) di solito invece viene effettuato o mediante la scintigrafia con Octreoscan, oppure (ove è disponibile) utilizzando la PET con ligandi di questi recettori marcati con **Gallio-68 (DOTATOC, DOTANOC e DOTATATE)**. La positività delle lesioni a questi esami può essere anche sfruttata per trattarle usando le stesse molecole marcate con isotopi beta-emittenti (ittrio-90 o lutezio-177) che consentono di rilasciare al loro interno grandi dosi di radiazioni, risparmiando i tessuti sani. Tale approccio è definito **teranostico**.

Carcinoma dell'esofago

La PET con FDG è principalmente utilizzata nella stadiazione, specie per rilevare l'interessamento dei linfonodi mediastinici e del tripode celiaco (se queste stazioni sono interessate, il tumore è in stadio avanzato e la chirurgia curativa non è più possibile). Altri usi importanti riguardano la valutazione di efficacia della terapia neoadiuvante e la pianificazione dei trattamenti radioterapici[13].

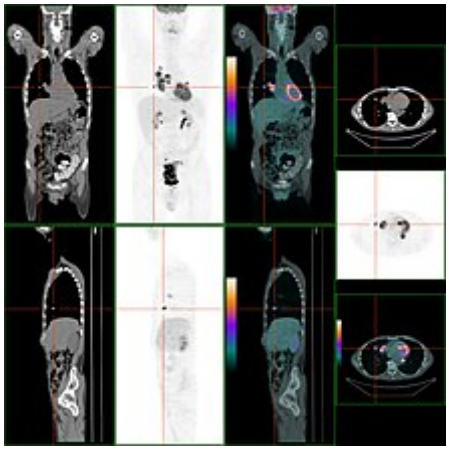
Carcinoma gastrico

La stadiazione di queste forme tumorali è più spesso fatta mediante TC, in quanto la captazione dell'FDG da parte di questo tipo di tumori spesso è bassa (quindi è bassa anche la sensibilità della metodica). Anche la sede e la dimensione del tumore primitivo influenzano l'accuratezza. In generale, le forme meno captanti sono quelle con istotipo ad anello con castone. In compenso la specificità della metodica nel rilevare metastasi linfonodali è alta, mentre la stessa è ancora poco utile nel rilevare metastasi a distanza. Un ruolo importante in queste neoplasie la PET lo svolge nella valutazione delle terapie neoadiuvanti, in quanto un quadro di remissione all'esame PET fa propendere per una prognosi migliore; così come l'assenza di recidive post-trattamento. Un tracciante alternativo all'FDG che presenta un'altissima sensibilità nel rilevare il tumore primitivo (vicina al 100%) è la fluoro 18 L Timidina (FLT)[14].

GIST

Una PET con FDG negativa il giorno dopo la somministrazione del farmaco specifico per questa patologia (imatinib) correla con una prognosi molto favorevole[15].

Carcinoma del colon-retto



stadiazione di carcinoma del colon mediante FDG PET

La stadiazione pre-terapia con FDG PET è di norma eseguita nei pazienti con interessamento rettale in quanto sono gli unici affetti da questo istotipo tumorale che possono beneficiare di una terapia neoadiuvante. Altro campo di impiego di questa tecnica è la ricerca di metastasi a distanza non rilevabili con la TC (questo uso permette di modificare lo stadio dei pazienti in un terzo dei casi). Altra indicazione consiste nella ristadiazione post trattamento in caso di presenza dei segni di represa della malattia (come l'elevazione del CEA). La superiorità della PET rispetto alle altre tecniche di imaging è dovuta al fatto che questo istotipo presenta precoci alterazioni metaboliche. Questo permette di avere una sensibilità maggiore rispetto alla TC con una simile specificità. Un altro vantaggio consiste anche nella migliore capacità di rilevare lesioni in sedi atipiche (se le metastasi sono anche extraepatiche, la resezione di quelle presenti nel fegato spesso è inutile). In generale, la sensibilità della tecniche è anche influenzata dalle dimensioni delle lesioni (massima se il diametro è oltre i 3 cm) ed è anche possibile fare analisi seriate pre e post terapia misurando i SUV delle lesioni per valutare la risposta ai trattamenti. I limiti della metodica invece si notano nell'identificare lesioni da istotipi poco captanti l'FDG (come l'adenocarcinoma mucinoso), nella possibilità di rilevazione di falsi positivi a livello delle anse intestinali (che captano glucosio fisiologicamente) e a livello di numerose lesioni infiammatorie non neoplastiche. L'unione dei risultati forniti dalla PET con quelli forniti dall'esame TC consente di ridurre questi errori[15].

Carcinoma del pancreas

La stadiazione dei pazienti con questo tumore è indispensabile per capire se questi sono candidabili all'intervento chirurgico di asportazione, e la FDG PET riveste un ruolo importante in questo processo, con usa sensibilità che, per le lesioni intrapancreatiche rilevate occasionalmente alla TC, varia da circa 80 a quasi il 100% e una specificità che varia da circa 50% fino anche al 100%. Tale valore varia in funzione delle lesioni: se queste sono più piccole di 2 cm infatti captano meglio il tracciante, cosa che non avviene invece se sono più grandi di 4 cm (in tali casi la parte centrale di queste può essere ipocaptante, ed è migliore la TC). Anche per le lesioni cistiche la PET è utile nel rilevare eventuale malignità. In conclusione: La TC per questo istotipo è indispensabile per valutare l'estensione anatomica della malattia, mentre la PET ha un ruolo preponderande nel cercare interessamento in altri organi a distanza (non a livello peritoneale e linfonodale, ove ha bassa sensibilità) da parte della neoplasia (spesso è in grado di rilevare lesioni epatiche non visibili con la TC). Altri usi riguardano la valutazione della chemioterapia neoadiuvante eventualmente condotta e della radioterapia intraoperatoria[16].

Colangiocarcinoma

La PET nei pazienti affetti da questa patologia è usata in fase di stadiazione per la ricerca di metastasi a distanza (ove è superiore a TC ed RMN) e anche nell'analisi del tumore primitivo (ove le metodiche di scelta sono la TC e soprattutto la Colangio-RMN; ma la PET presenta una maggiore specificità e una sensibilità simile alla TC)[17].

Carcinoma dell'ovaio

La PET nelle pazienti affette da questa patologia è utilizzata soprattutto nel sospetto di recidiva di malattia post-trattamento. In tali casi la sensibilità varia dall'80% a valori vicini al 100% a seconda delle dimensioni delle lesioni e della loro sede (è minore se il loro diametro è minore di 1 cm e se sono localizzate nel peritoneo invece che nel retroperitoneo o nella pelvi). In ogni caso, anche in presenza di PET negativa, va sempre comunque condotta in questi casi una laparotomia esplorativa (detta di *second look*). Ciò non è necessario invece in caso di PET positiva. In conclusione, la misurazione dei livelli di CA-125 ha una specificità maggiore della PET, che a sua volta è più accurata di TC ed RMN. Altra indicazione è la stadiazione dei pazienti con metastasi potenzialmente operabili[18].

Carcinoma della cervice uterina

La PET nelle pazienti affette da questa patologia è utilizzata soprattutto in fase di stadiazione, per rilevare metastasi a distanza e linfonodali (compito in cui è superiore rispetto a TC ed RMN). Tale tecnica è utilizzata anche nella ricerca di recidive di malattia, nella valutazione dei trattamenti effettuati tramite misurazioni dei SUV delle lesioni, e per effettuare biopsie mirate o trattamenti sia radioterapici sia di altro tipo su lesioni ipercaptanti l'FDG[19].

Carcinoma prostatico

La PET con FDG di norma non è utilizzata nel processo diagnostico di questa forma tumorale in quanto tale tracciante a livello del tumore presenta una captazione simile a quella della prostata sana. Inoltre anche le metastasi non captano il tracciante e l'escrezione urinaria dello stesso interferisce con la visualizzazione dell'organo. Uniche rare eccezioni possono essere la valutazione dei tumori scarsamente differenziati (con un alto grado di Gleason all'esame istologico; che possono essere ipercaptanti), i casi di malattia non più rispondenti alla terapia ormonale e le metastasi ossee molto precoci in cui non si è ancora instaurata reazione

da parte del tessuto colpito. (in tali rari casi la PET da migliori risultati della scintigrafia ossea). Ancora, si sa dalla letteratura che la captazione dell'FDG da parte del tumore è correlata negativamente con la concentrazione di androgeni; quindi un possibile ruolo di questo esame con questo tracciante potrebbe essere la valutazione della terapia di deprivazione androgenica. Altri radiofarmaci utilizzati nello studio di questo tumore includono: il fluoro-18 fluoruro (utilizzato per lo studio delle metastasi ossee), e la $^{11}C/^{18}F$-colina.

metastasi osteoaddensante da carcinoma prostatico rilevata mediante PET con colina.

Negli ultimi anni sono in studio traccianti specifici per il PSMA (proteina transmembrana espressa dalle cellule di carcinoma prostatico) marcati con Gallio-68 (PSMA PET). Tale metodica sembra mostrare un'accuratezza diagnostica maggiore della PET con colina, oltre a mostrarsi positiva per valori di PSA più bassi (nella ricerca delle localizzazioni di malattia dopo riscontro di recidiva biochimica). Gli stessi traccianti stanno venendo inoltre studiati in alcuni trial abbinando le immagini PET con un trattamento radiometabolico effettuato mediante lo stesso radiofarmaco marcato con nuclidi beta emittenti (approccio *teranostico*)[20].

PET con colina

La colina è avidamente captata dalle cellule di carcinoma prostatico (che sono caratterizzate da un aumento dell'espressione del gene per la *colina chinasi*) in quanto tale sostanza è utilizzata nella costruzione delle membrane cellulari ed è quindi indispensabile nel processo mitotico). La PET con colina è quindi usata nella ricerca di metastasi, sia linfonodali che ad altri organi.

La marcatura con carbonio-11 permette una miglior visualizzazione della regione prostatica in quanto il veloce decadimento di questo isotopo porta ad una debole escrezione renale del radiofarmaco; tuttavia, per le medesime ragioni, il farmaco non è molto maneggevole (in quanto la molecola marcata va sintetizzata in un impianto molto vicino al luogo di iniezione al paziente), inoltre la stessa molecola tende ad accumularsi in molti organi addominali (fegato, reni, milza e pancreas) disturbando la visualizzazione di questi distretti. È stata anche resa disponibile la colina marcata con fluoro-18 che non presenta più i problemi legati al veloce decadimento, ma ha come svantaggio una maggiore escrezione urinaria, disturbando la visualizzazione della pelvi.

Le indicazioni della PET con colina nel carcinoma prostatico sono:

- ristadiazione dei pazienti in recidiva biochimica già sottoposti a trattamenti chirurgici, radioterapici o ormonali;
- stadiazione nei pazienti ad alto rischio (ricerca di metastasi ossee);
- guida alla biopsia prostatica se imaging morfologico dubbio.

Le immagini *total body* vengono acquisite in modo non dissimile da quelle PET FDG. È possibile eseguire anche un'acquisizione precoce, statica o dinamica, sulla loggia prostatica per valutare meglio questo distretto senza l'interferenza dell'attività urinaria.

La colina tende ad accumularsi fisiologicamente a livello delle ghiandole salivari, del fegato, dell'apparato urinario e del pancreas, rendendo impossibile la valutazione di questi distretti. Altre sedi parafisiologiche di accumulo sono il midollo osseo, l'apparato gastroenterico ed i linfonodi mediastinici. L'esame può inoltre dare

false positività nelle sedi flogistiche ed il tracciante può essere captato anche da neoplasie benigne e maligne diverse da quella prostatica. Le metastasi ossee osteoaddensandi sono leggermente meglio rilevate usando la PET con 18-Fluoruro[21].

Carcinoma epatocellulare

Tipicamente questo istotipo tumorale non capta molto l'FDG, per tali motivi la PET con questo tracciante di norma non è usata nel seguire questo istotipo; però l'ammontare di questa captazione correla con l'aggressività e la proliferazione del tumore, e quindi con la prognosi del paziente. Altri traccianti proposti per valutare questo istotipo sono la ^{18}F-Colina e il ^{11}C-acetato. Le più recenti linee guida indicano l'utilizzo della PET con colina nella caratterizzazione metabolica delle lesioni epatiche sospette per essere epatocarcinomi ben differenziati ed anche nella stadiazione dei pazienti quando la PET FDG non è conclusiva ed è necessario pianificare un trapianto epatico o un intervento chirurgico[22].

Carcinoma a cellule renali

La PET è poco utilizzata nello studio di questo tumore, sia perché capta poco l'FDG sia perché l'escrezione renale del radiofarmaco disturba la visualizzazione del parenchima renale. In teoria, un'alta captazione di FDG a livello di una lesione renale spesso depone per una sua malignità, ma l'assenza di lesioni ipercaptanti non indica assenza di patologia neoplastica. In generale quindi il suo uso non è raccomandato di routine ed è riservato solo nei pochi casi di tumori avanzati dubbi come aiuto nella valutazione[23].

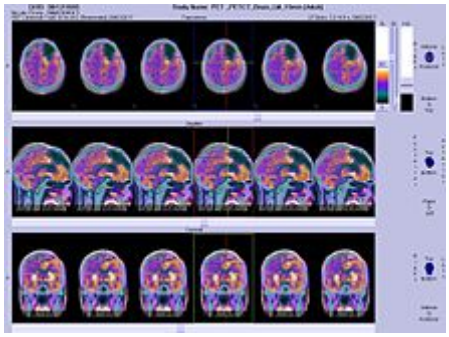
Seminoma

Nei pazienti affetti da questa forma tumorale la PET è utile nella valutazione della risposta alle terapie e nella ricerca di recidive. L'esame non è dirimente nella stadiazione e nello studio degli altri tumori della linea germinale[24].

Tumori cerebrali

La PET è utilizzata:

- per eseguire biopsie mirate sulle lesioni neoplastiche;
- stimare il grading della neoplasia (la captazione dell'FDG è direttamente correlata con questo parametro);
- in fase di ristadiazione dopo asportazione chirurgica, chemioradioterapia o radiochirurgia delle lesioni.



PET di un tumore cerebrale di tipo glioblastoma dopo 3 operazioni di rimozione grosstotal

La metodica però ha dei limiti in quanto anche i neuroni cerebrali captano avidamente l'FDG (quindi alcune forme tumorali di basso grado rischiano di non essere visualizzate). Inoltre anche alcune lesioni benigne (come il meningioma) captano avidamente il tracciante. Per tali motivi sono stati sintetizzati e sono in studio dei traccianti alternativi. Uno dei più usati nei centri ove è disponibile un ciclotrone è la metionina marcata con carbonio 11 (un marker che rileva aree ad aumentata sintesi proteica, tipica delle neoplasie) in grado di rilevare sia lesioni primitive del cervello sia secondarie (e che presenta una bassa captazione a livello dei tessuti cerebrali sani). Altri radiofarmaci disponibili sono la ^{18}F-etil-tirosina e la colina marcata con carbonio-11 e fluoro-18. La PET con questi traccianti è usata soprattutto nella ricerca di recidive e nella stima di sopravvivenza dei pazienti (che diminuisce all'aumentare della captazione)[25].

Anche la ^{18}F-DOPA può essere utilizzata per lo studio dei tumori cerebrali primitivi, tuttavia l'uptake fisiologico di questo tracciante a livello dei gangli della base può rendere difficoltosa l'interpretazione dell'esame nelle immediate vicinanze di queste strutture[26].

PET con metionina

La metionina viene captata dai tumori cerebrali probabilmente sia grazie all'interruzione della barriera emato-encefalica sia grazie ad uno specifico trasportatore espresso a livello delle cellule neoplastiche (la metionina è un aminoacido essenziale per la sintesi proteica ed è implicato anche nel ciclo di Krebs e nel trasferimento di unità monocarboniose ad altre molecole). Il tessuto cerebrale sano presenta un uptake trascurabile di questo tracciante. Di solito l'esame si effettua iniettando 370-740 MBq di radiofarmaco ed acquisendo le immagini dopo 20-30 minuti, per una durata di acquisizione pari a 10-15 minuti. Non è necessario il digiuno e non sono noti effetti collaterali. L'esame in clinica è utilizzato unicamente per lo studio dei pazienti affetti da tumore cerebrale ove TC ed RM non siano diagnostiche, in particolare nella diagnosi differenziale fra recidiva di malattia ed esiti dei trattamenti (es. radionecrosi); in questi ultimi casi infatti non si ha uptake del tracciante, tuttavia falsi positivi possono aversi nelle sedi ove è presente flogosi acuta (es. recenti biopsie) o riperfusione dopo ischemia. Come già detto il principale limite di questa tecnica è che è necessario un ciclotrone nella sede di utilizzo per produrre il tracciante, che ha un'emivita brevissima (20 minuti) che non né consente il trasporto a distanza. Altro limite, valido per tutte le metodiche PET, è la bassa risoluzione spaziale al confronto con le metodiche radiologiche. L'esame è anche in grado di dare informazioni prognostiche (un'uptake del tracciante elevato indica una prognosi peggiore) e di guidare eventuali biopsie in casi dubbi.

Sarcomi e tumori dell'apparato locomotore

La captazione dell'FDG da parte di queste lesioni neoplastiche dipende molto dall'istotipo; con molte differenze fra le varie tipologie (alcuni captano molto, altri molto poco). La PET nei sottotipi tumorali captanti (osteosarcoma, Sarcoma di Ewing, meno il condrosarcoma) è usata a volte in associazione ad altre tecniche per: definire il *grading* metabolico delle lesioni, guidare le biopsie, stadiare le lesioni e ristadiarle dopo terapia[27].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 763-768.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 797-799.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 822-824.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 824-825.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 771-776.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 776-785.
7. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 785-787.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 787-789.
9. ^ (**EN**) Schöder H, *et al*, *18F-FDG PET/CT for detecting nodal metastases in patients with oral cancer staged N0 by clinical examination and CT/MRI*, in *J Nucl Med*, vol. 47, n. 5, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, maggio 2006, pp. 755-762, PMID 16644744. URL consultato il 16 febbraio 2013.
10. ^ (**EN**) Ng SH, 'Yen TC, Liao CT, Chang JT, Chan SC, Ko SF, Wang HM, Wong HF, *18F-FDG PET and CT/MRI in oral cavity squamous cell carcinoma: a prospective study of 124 patients with histologic correlation*, in *J Nucl Med*, vol. 46, n. 7, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, luglio 2005, pp. 1136-1143, PMID 16000282. URL consultato il 16 febbraio 2013.
11. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 789-793.

12. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 793-797.
13. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 800-803.
14. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 803.
15. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 803-804.
16. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 805-808.
17. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 809-810.
18. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 810-811.
19. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 811-814.
20. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 814-816.
21. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 816.
22. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 808-809.
23. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 816-817.
24. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 817-818.
25. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 818-820.
26. ^ https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26162582
27. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 821-822.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.
- (**EN**) Stefano Fanti, Mohsen Farsad e Luigi Mansi, *PET-CT Beyond FDG. A Quick Guide to Image Interpretation*, Springer, 2010, ISBN 9783540939092.

Collegamenti esterni

- Linee Guida (https://www.aimn.it/pubblicazioni/LG/LG_FDG_PET_EmiliaRom_07.pdf) della regione Emilia Romagna per l'uso appropriato della FDG PET in oncologia.
- Presentazione (http://aimn.meetingup.it/wp-content/uploads/mup-presentations/a-biggi--1.pdf) al Congresso Nazionale AIMN (Associazione Italiana di Medicina Nucleare) Rimini 2015 sulla quantificazione con FDG PET della risposta alle terapie in oncologia
- Linee Guida (https://www.aimn.it/documenti/lineeguida/4_Imaging%20Oncologico%20con%2018F%20Colina.pdf) AIMN sulla PET con colina.
- Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28590314) sulla PET-PSMA

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Utilizzo_della_PET_in_oncologia&oldid=115337815"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 4 set 2020 alle 18:58.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

PET cerebrale

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **PET cerebrale** con FDG permette di valutare il metabolismo glicidico a livello cerebrale ed è utilizzata nella diagnosi delle demenze e nella valutazione del deterioramento cognitivo lieve (MCI *Mild Cognitive Impairment*). Di solito in clinica si utilizzano tomografi PET/CT, ma sono disponibili in commercio anche tomografi PET abbinati ad una Risonanza Magnetica (PET/RM o PET/MRI). Ove non sia disponibile un tomografo PET è possibile ottenere dati del medesimo significato mediante la più vecchia SPECT cerebrale perfusionale (ma meno accurati, per via della più bassa risoluzione spaziale e di contrasto di questa metodica). Flusso ematico e metabolismo neuronale infatti sono strettamente correlati, in quanto i neuroni non possiedono riserve energetiche, quindi un aumento del metabolismo locale può essere ottenuto solo mediante un aumento del flusso di sangue alla regione interessata. Altri traccianti meno utilizzati (specie in campo di ricerca) consentono poi di valutare direttamente il flusso ematico cerebrale (acqua marcata con ossigeno 15, anidride carbonica, monossido di carbonio e butanolo sono marcabili con carbonio 11 o ossigeno 15) e l'estrazione cerebrale di ossigeno (Ossigeno 15 biatomico).

Mediante ulteriori radiofarmaci è possibile anche eseguire l'imaging della neurotrasmissione (In particolare del sistema dopaminergico. Tale argomento è ampiamente trattato nella relativa voce) o mirato alla ricerca di depositi e placche di beta amiloide nel sospetto di Malattia di Alzheimer.

Sono in studio inoltre dei traccianti specifici per la Proteina Tau (sostanza spesso associata a molte patologie neurodegenerative).

In questa voce sono discusse le applicazioni della PET per lo studio delle malattie neurodegenerative. Per le applicazioni in oncologia cerebrale consultare la relativa voce[1]

Indice

Cinetica dell'FDG a livello cerebrale
Indicazioni ed interpretazione delle immagini
Esecuzione dell'esame con Fluoro-Desossiglucosio (FDG)
Amyloid PET
Note
Bibliografia
Collegamenti esterni

Cinetica dell'FDG a livello cerebrale

L'FDG è in grado di oltrepassare la barriera emato-encefalica utilizzando gli stessi trasportatori utilizzati dal glucosio fisiologico (GLUT) e di accumularsi nei neuroni ove viene fosforilato in posizione 6 dall'esochinasi e quindi intrappolato nella cellula in quanto non può così né uscire da essa né proseguire nella glicolisi per via dell'atomo di fluoro in posizione 2. Il primo di questi 2 processi è visibile nei primi 10-15 minuti come un

incremento della captazione cerebrale in un'acquisizione dinamica (eseguita iniettando il radiofarmaco col paziente sul tomografo) mentre la reazione di fosforilazione avviene a 30-45 minuti dall'iniezione. Con questo tipo di acquisizione e mediante l'utilizzo di appositi modelli matematici è possibile misurare (metodica *quantitativa*) il metabolismo glicidico cerebrale; tuttavia tale metodica, per la sua complessità, è utilizzata solo a fini di ricerca[2].

Indicazioni ed interpretazione delle immagini

La diagnosi, anche differenziale, delle demenze e delle malattie neurodegenerative in generale è la principale indicazione della PET cerebrale con FDG (le cui alterazioni precedono quelle rilevabili con le analisi morfologiche come TC o RM). Qui sotto è mostrata una sintesi delle aree più spesso ipometaboliche nelle patologie più spesso studiate. È bene tener comunque presente che, col progredire di queste, il processo morboso può arrivare spesso ad interessare l'intero ambito corticale[3].

Patologia Neurodegenerativa	Pattern di Ipometabolismo
demenza di Alzheimer (AD)	corteccia temporale, cingolata posteriore e parietale
demenza frontotemporale (FTD)	corteccia frontale, insulare e temporale anteriore
demenza a corpi di Lewy (DLB)/Parkinson demenza	come AD più la corteccia occipitale
demenza vascolare	disomogeneo e diffuso; a "macchia di leopardo" (in corrispondenza delle aree che hanno subito danno anossico)
Malattia di Parkinson	controlateralmente al lato coi sintomi in sede parieto-occipitale e frontale
Atrofia multisistemica (MSA)	putamen bilateralmente e cervelletto
Paralisi sopranucleare progressiva (PSP)	corteccia prefrontale, caudato, talamo e mesencefalo
Degenerazione cortico-basale (DCB)	Tutta la corteccia ed i nuclei della base controlateralmente al lato coi sintomi
Sclerosi Laterale Amiotrofica (SLA)	corteccia frontale (specie motoria). Associato ipermetabolismo in sede mesencefalica

Esecuzione dell'esame con Fluoro-Desossiglucosio (FDG)

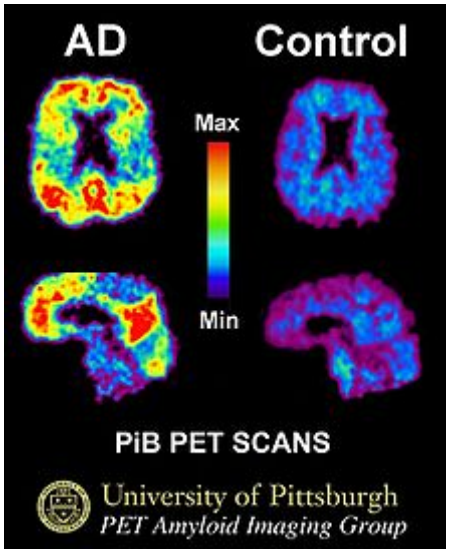
Prima di somministrare il radiofarmaco il paziente deve essere a digiuno (anche da bevande che non siano acqua) e la glicemia deve mantenersi sotto il valore di 200 mg/dl (circa 11 mmol/L). L'iniezione viene eseguita in un ambiente tranquillo e con poca luce. L'acquisizione delle immagini è effettuata intorno a 45-60 minuti dall'iniezione per ottenere il miglior rapporto segnale/fondo.

Prima dell'acquisizione dell'immagine PET è acquisita anche una TC a bassa dose utilizzata poi dall'elaboratore della macchina nella correzione della PET per l'attenuazione e per la fusione delle immagini.

Le immagini sono quindi ricostruite secondo i piani standard (assiale, coronale ed eventualmente sagittale) e valutate dal medico nucleare (analisi *qualitativa*). In alcuni casi sono utilizzate anche l'analisi *semiquantitativa* mediante Regioni di Interesse o quella *Statistico-Parametrica*. Prima delle analisi (statistiche e non), i valori di captazione sono normalizzati rapportandoli con un'area di solito non influenzata dai processi morbosi, in modo da rendere confrontabili i dati di diversi soggetti con differente metabolismo e attività somministrata. Di solito si utilizzano il ponte o il cervelletto come regioni di riferimento[4].

Amyloid PET

Utilizzando i traccianti specifici per la beta amiloide è possibile osservare in vivo i depositi di questa sostanza a livello cerebrale, permettendo così di rendere più affidabile la diagnosi di malattia di Alzheimer. La PET così eseguita può infatti rappresentare un ottimo surrogato dell'indagine istologica sul tessuto cerebrale, che è difficilmente eseguibile *in vivo*.



Questa immagine mostra una scansione PiB-PET di un paziente con malattia di Alzheimer a sinistra, e di una persona anziana con memoria normale sulla destra. Le aree di rosso e giallo mostrano alte concentrazioni di PiB, nel cervello che suggeriscono quantità maggiori di depositi di Betamiloide.

Il primo tracciante creato con questo intento è stato il composto B di Pittsburg marcato con carbonio-11 (^{11}C-PiB). Tale sostanza, derivata dalle tioflavine (coloranti utilizzati in istologia per evidenziare le placche di beta amiloide) ha però l'inconveniente di decadere troppo rapidamente per permetterne l'utilizzo lontano dal luogo di sintesi, motivo per cui sono stati successivamente messi in commercio dei traccianti marcati con fluoro-18. Al momento sono disponibili tre traccianti di questo tipo: il ^{18}F-flutemetamolo (nome commerciale: Vizamyl, anch'esso un derivato della tioflavina), il ^{18}F-Florbetapir (nome commerciale: Amyvid) ed il ^{18}F-FlorBetaben (nome commerciale: NeuraCeq). Gli ultimi due composti elencati sono derivati da un altro colorante per l'istologia specifico per l'amiloide, il Rosso Congo.

Le immagini con questi ultimi tre traccianti devono essere eseguite e valutate rispettando le procedure predisposte al loro utilizzo, che sono leggermente differenti da una molecola all'altra; tuttavia, in tutti i casi, ciò che si va a valutare è l'eventuale perdita di contrasto nelle immagini fra la sostanza bianca (che fisiologicamente fissa queste molecole, in quanto lipofile) e la sostanza grigia, che normalmente non lega questi radiofarmaci (lo fa solo quando al suo interno sono presenti le placche di beta amiloide). Il principale fattore confondente nello studio di queste immagini è l'atrofia corticale (che può produrre dei falsi positivi). Per tale ragione spesso le immagini sono interpretate sovrapponendole ad una TC o RM acquisita in contemporanea o separatamente a breve distanza di tempo (previa coregistrazione).

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 479-480.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 479.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 481-483.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 480-481.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.
- (EN) Francesco Signorelli e Domenico Chirchiglia, *FDG-PET Imaging in Neurodegenerative Brain Diseases (https://www.intechopen.com/books/functional-brain-mapping-and-the-endeavor-to-understand-the-working-brain/fdg-pet-imaging-in-neurodegenerative-brain-diseases)*, ISBN 978-953-51-1160-3, 19 giugno 2013

Collegamenti esterni

- Linee Guida (https://www.aimn.it/documenti/lineeguida/16_RP_AIMN_neuro.pdf) dell'AIMN in neurologia
- Studio (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25122207) riguardante l'uso della FDG PET cerebrale nei pazienti affetti da SLA
- Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28219440) riguardante l'uso della PET con traccianti per la proteina Tau

---

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=PET_cerebrale&oldid=114370530"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 16 lug 2020 alle 22:52.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

PET cardiaca

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La tomografia ad emissione di positroni è una metodica utilizzata nello studio del cuore (**PET cardiaca**). Mediante questo tipo di imaging è infatti possibile effettuare sia studi di perfusione (utilizzando ammoniaca marcata con azoto-13, acqua marcata con ossigeno-15 o il rubidio-82) sia di metabolismo (utilizzando il fluorodesossiglucosio). Gli studi di perfusione consentono di localizzare aree del cuore in cui è presente un deficit di irrorazione in seguito ad esempio a fenomeni di arteriosclerosi (con un'accuratezza maggiore rispetto alla scintigrafia miocardica perfusionale), mentre lo studio di metabolismo è utile per la ricerca di miocardio vitale. Per quest'ultima indicazione la PET è considerata la metodica *gold standard*.

Indice

Studio di perfusione

Studio di metabolismo

Ricerca del miocardio vitale

Voci correlate

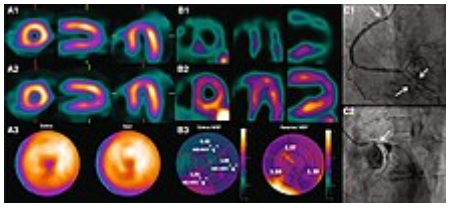
Note

Bibliografia

Studio di perfusione

Di norma lo studio della perfusione coronarica è eseguito mediante la SPECT miocardica in quanto i traccianti PET sono meno maneggevoli. Le tecniche PET però presentano indubbi vantaggi, come la possibilità di correggere per l'attenuazione da parte delle strutture anatomiche, una maggior risoluzione spaziale e anche, volendo, una maggior affinità delle molecole radiomarcate con i substrati biologici da visualizzare (spesso le molecole usate in PET sono identiche a quelle fisiologiche). I traccianti PET utilizzati per stimare la perfusione miocardica sono l'acqua marcata con ossigeno 15 (che però ha un'emivita brevissima) e soprattutto il rubidio 82 che ha il notevole vantaggio di non necessitare di un ciclotrone per essere prodotto, ma basta un generatore. Il suo meccanismo di accumulo nei miocardiociti è analogo a quello del tallio 201 utilizzato negli studi a fotone singolo, in quanto dipende anch'esso dalla pompa sodio potassio (il rubidio come il tallio mima il potassio). Il tracciante di perfusione più utilizzato è l'ammoniaca marcata con azoto 13, che ha un'estrazione da parte dei miocardiociti fra il 70% e l'80%, con un meccanismo energia-dipendente non ancora del tutto chiarito. L'ammoniaca è poi utilizzata nella sintesi della glutammina ed è così trattenuta nella cellula. Dato che la captazione di tale tracciante in funzione del flusso mostra un plateau per valori elevati di questo parametro, tale molecola è ottima anche per studi di perfusione stress Vs rest (vedi la voce sulla scintigrafia miocardica). Unica pecca è che la sintesi dell'azoto radioattivo si effettua con un ciclotrone. Nella ricerca di aree ischemiche, data la breve emivita dei farmaci utilizzati, negli studi stress vengono utilizzati stimoli farmacologici (gli stessi degli studi SPECT) di brevissima durata. Anche le tecniche di elaborazione delle immagini e refertazione sono le stesse. A livello del miocardio ibernato è possibile visualizzare aree ipocaptanti nello studio di perfusione, ma al contempo normali nello studio di metabolismo (vedi dopo). Sensibilità e specificità di questo test sono superiori al 95%[1].

Studio di metabolismo



Immagini ottenute da un paziente con dolore toracico di 73 anni. Alla SPECT cardiaca con ^{99m}Tc-Tetrafosmina (A1 stress, A2 rest, A3 bullseye) non si osservano anomalie di perfusione. La PET con $H_2{}^{15}O$ (B1 stress, B2 rest, B3 bullseye) mostra invece estesi deficit a livello di quasi tutto il miocardio che in parte scompaiono all'acquisizione in condizioni di riposo, da riferire ad un'ischemia bilanciata. La coronarografia (C) conferma la diagnosi, evidenziando stenosi severe a carico della coronaria destra in sede prossimale e distale, oltre che a livello del tronco comune.

Il cuore è in grado di utilizzare diversi substrati energetici per il suo sostentamento. Di norma utilizza acidi grassi, ma in caso di ischemia può utilizzare anche carboidrati. Tenendo conto di tale assioma, il glucosio marcato con fluoro 18 è il tracciante più utilizzato di routine per gli studi di metabolismo cardiaco (anche grazie al fatto che la sua lunga emivita ne permette il trasporto in luoghi distanti dal ciclotrone di sintesi). Oltre all'ipossia, anche fattori ormonali e la concentrazione del substrato fisiologico in circolo influenzano la captazione dei traccianti. In ogni caso l'FDG è usato per rilevare le aree cardiache ischemiche. Nell'eseguire tale esame si attendono circa 40-60 minuti dopo la somministrazione del radiofarmaco prima di acquisire le immagini per dare tempo alla molecola radioattiva di accumularsi nelle cellule tramite trasporto attivo e conversione in FDG-6-fosfato (che non può proseguire nella glicolisi in quanto in posizione 2 della molecola ha l'atomo di fluoro invece che un ossidrile, quindi si accumula). Dato che la glicemia influenza l'entità della captazione dell'FDG, l'ottenimento di immagini a digiuno mostra solo le aree ischemiche, ma non quelle sane o necrotiche. Per visualizzare bene anche le aree sane di solito si fornisce un carico di glucosio al paziente un'ora prima di somministrare il radiofarmaco. questo ovviamente è un problema nei soggetti diabetici, dove le immagini possono non essere ottimali[2].

Ricerca del miocardio vitale

Gli studi di perfusione non sempre sono in grado di distinguere, fra le aree ipoperfuse, quelle ancora vitali (miocardio ibernato) da quelle necrotiche. Le aree vitali, se individuate in tempo, possono essere riportate in funzione con adeguato intervento di angioplastica coronarica anche con un recupero dell'80%; cosa che avviene in meno del 10% dei casi nelle aree non rilevate con questa metodica. Di norma, il consumo di glucosio e il flusso a livello delle aree sane e di quelle necrotiche sono correlati fra loro e omogenei (cosiddetto *match*). Nelle zone ibernate invece la captazione glicidica è conservata, ma non il flusso (cosiddetto *mismatch*). Nelle aree di miocardio stordito (quadro che si verifica ad esempio dopo una trombolisi o un'angioplastica su una zona ischemica) il flusso è conservato ma la captazione dell'FDG è alterata (*reverse mismatch*) a causa delle alterazioni metaboliche legate all'evento acuto. Situazioni analoghe si possono rilevare a livello settale in pazienti affetti da blocco di branca sinistra (a causa dell'asincronia settale che porta a compressione dei vasi tipica di questa patologia). Questa metodica è il *gold standard* nel predire il recupero funzionale del miocardio e nella stratificazione prognostica dei pazienti con miocardio vitale disfunzionante, specie nei soggetti con bassa frazione di eiezione[3].

Voci correlate

- test da sforzo
- ecocardiografia da sforzo
- scintigrafia miocardica
- risonanza magnetica cardiaca
- Tomografia computerizzata cardiaca
- coronarografia

Note

1. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 293-294/295-296.
2. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 294-295.
3. ^ Dondi, Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, Pàtron Editore, p. 296-297.

Bibliografia

- Maurizio Dondi e Raffaele Giubbini, *Medicina nucleare nella pratica clinica*, 2003, ISBN 88-555-2728-2.
- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=PET_cardiaca&oldid=118896116"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 25 feb 2021 alle 16:55.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

TERAPIA RADIOMETABOLICA

Terapia radiometabolica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **terapia radiometabolica** (anche **terapia con radionuclidi** o **radioterapia metabolica**) è una branca della medicina nucleare che ha come obiettivo utilizzare delle sostanze radioattive (radiofarmaci) per trattare alcune patologie sfruttando la selettività di queste ultime nel legarsi ai tessuti malati, e quindi risparmiando dall'irradiazione i tessuti sani. Gli impieghi principali sono:

- Terapia radiometabolica dell'Ipertiroidismo: di qualunque origine sia (autoimmune, o uni- e multi-nodulare), tramite I-131;
- Terapia radiometabolica del carcinoma tiroideo differenziato, sfruttando la capacità residua di fissare lo iodio-131;
- Terapia delle sinoviti croniche ipertrofiche dolorose (radiosinoviortesi);
- Terapia radiometabolica delle metastasi ossee dolorose;
- Teranostica dei tumori neuroendocrini;
- Radioimmunoterapia dei linfomi CD20+: usando Ibritumomab tiuxetan, ossia l'unione di un anticorpo chimerico anti-CD20 con l'Y-90;
- Radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche (TARE).

Indice

Introduzione

Radionuclidi utilizzati

- Emettitori alfa
- Emettitori di elettroni Auger
- Emettitori beta ad alte energie

Dosimetria in terapia medico-nucleare

Note

Bibliografia

Introduzione

Oltre alla selettività di legame, anche il limitato spazio percorso dalle radiazioni corpuscolate emesse dagli isotopi utilizzati contribuisce a rendere il trattamento più mirato e, dato che tutta l'energia irradiata è rilasciata in un piccolo spazio (tali radiazioni presentano un LET elevato), le cellule così irradiate non possono riparare i danni che hanno subito al DNA, andando quindi incontro a morte. Per tali ragioni, un trattamento radiometabolico presenta per esempio un rischio molto basso di provocare l'insorgenza di neoplasie nei soggetti trattati, tanto che spesso queste terapie vengono utilizzate anche per patologie non oncologiche (per esempio nell'ipertiroidismo).

Di solito lo spazio percorso da queste radiazioni varia da frazioni di micron (millesimi di millimetro) per gli elettroni Auger a qualche millimetro dal punto di emissione per gli elettroni più energetici. Gli isotopi più utilizzati in queste terapie decadono producendo particelle beta meno. Sono allo studio farmaci emittenti particelle alfa ed elettroni di Auger che, presentando un LET più alto delle particelle beta più energetiche, consentirebbero trattamenti ancora più mirati (al momento non esistono per l'uomo farmaci emittenti elettroni Auger, questi nuclidi devono decadere molto vicino al nucleo cellulare per uccidere la cellula bersaglio in quanto il loro spazio percorso nella materia è di frazioni di micron). Per le stesse ragioni, i nuclidi che presentano decadimento beta meno non necessitano di una loro distribuzione omogenea nel tessuto bersaglio (l'irradiazione delle zone adiacenti al sito di legame del radiofarmaco fornita da questi elettroni è denominata *effetto crossfire* o *fuoco incrociato*), cosa invece obbligatoria per gli altri due tipi di emissione per avere in quei casi un effetto terapeutico. D'altro canto, l'effetto crossfire contribuisce anche a rendere un po' meno selettivo il trattamento, favorendo l'irradiazione di cellule sane vicine a quelle bersaglio (per esempio provocando l'irraggiamento del midollo osseo durante il trattamento di metastasi in tale sede).

L'accumulo dell'isotopo radioattivo nell'organismo è influenzato da numerosi fattori fisiologici e biochimici, oltre che dalla *clearance* della sostanza utilizzata, tipici del singolo soggetto trattato e del singolo farmaco. Tali isotopi possono essere somministrati sia come tali sia legati ad alcune molecole che ne modificano la selettività e la distribuzione fra i vari tessuti (*carrier*). Anche l'emivita del radioisotopo è importante nel definire la dose somministrata, così come la radiosensibilità del bersaglio.

La presenza di una contemporanea emissione gamma da parte del nuclide utilizzato permette anche l'esecuzione di indagini scintigrafiche dopo la sua somministrazione, utili per monitorare la distribuzione del radiofarmaco nell'organismo[1].

Radionuclidi utilizzati

Emettitori alfa

Il radio 223 è un metallo alcalino-terroso che decade perlopiù a catena nei radionuclidi "figli" ^{219}Rn, ^{215}Po e ^{211}Bi emettendo particelle alfa con diverse energie (in media 5,7 MeV con un'emivita di 11,4 giorni). Il prodotto stabile di queste reazioni è il ^{207}Pb e l'energia totale emessa in tutta la catena è pari a 27,4 MeV. Altri emettitori alfa in studio sono il bismuto 212 (sintetizzabile con un generatore ^{244}Ra/^{212}Bi) che, come il suo isotopo ^{213}Bi può essere chelato in apposite molecole vettrici e l'astato 211 che, in modo simile allo iodio si può legare con un legame covalente ad atomi di carbonio di un'altra molecola[2]. Altro nuclide abbondantemente studiato a tale scopo è l'attinio-225[3]

Emettitori di elettroni Auger

I principali ancora in fase di studio a scopo terapeutico sono gli isotopi 125 e 123 dello iodio, l'indio 111, il tallio 201 e il selenio 75. Dato il loro basso potere di penetrazione in acqua devono decadere molto vicini al nucleo cellulare per uccidere le cellule bersaglio[4].

Emettitori beta ad alte energie

I principali isotopi utilizzabili e le loro caratteristiche sono elencati nella tabella sotto[5]:

Radioisotopo	Emivita	Penetrazione in acqua [mm]	Energia delle particelle beta [MeV]	Emissione gamma (se presente) [keV]
Iodio 131 (o radioiodio)	8 giorni	2,4-2,9	0,61 (media)	364
Ittrio 90	64 ore	11-12	2,2	
Samario 153	1,9 giorni	2,5-3	0,81 (massima)	103
Renio 186	3,7 giorni	1,1-2	1,07 (massima)	137
Stronzio 89	50,5 giorni	2,4-3	1,46	
Lutezio 177	6,7 giorni	1	0,497	113
Erbio 169	9,6 giorni	1 (massimo)	0,34 (massima)	80

Dosimetria in terapia medico-nucleare

Calcolare la dose di radiazioni assorbita dai tessuti dell'organismo è fondamentale per la buona riuscita del trattamento. L'obiettivo di quanto illustrato in questo paragrafo è quindi stimare la dose da somministrare al paziente tale da dare il massimo effetto terapeutico limitando però nel contempo l'eccessiva irradiazione dei tessuti sani (specie il midollo osseo e il rene). Questi calcoli sono eseguiti usando il formalismo proposto dal comitato MIRD appartenente alla *Society of Nuclear Medicine* statunitense. In questo modello di calcolo la dose a ogni organo (dosimetria interna), che è impossibile da misurare direttamente, è ricavata attraverso complessi modelli matematici (basati per esempio sul metodo Monte Carlo). In questo modello la dose assorbita da un determinato tessuto è direttamente proporzionale all'attività del bersaglio, al numero di transazioni che avvengono in esso (parametro che dipende sia dall'emivita sia dal tempo di permanenza nel tessuto del radiofarmaco somministrato), dall'energia delle particelle emesse e dalla frazione assorbita dal bersaglio di questa energia. Proporzionalità inversa si ha invece con la massa del bersaglio. Di norma queste informazioni vengono acquisite mediante acquisizioni scintigrafiche seriate *total body* o mirate anche mediante metodica SPECT. In taluni casi è possibile anche eseguire acquisizioni PET se il radiofarmaco lo consente o esiste un suo analogo impiegabile con questa metodica. I tempi delle acquisizioni e gli intervalli fra queste dipendono dall'emivita del radioisotopo impiegato. Di norma l'attività a carico dei vari organi viene definita usando delle Regioni Di Interesse (ROI) disegnate direttamente sulle immagini e la gamma camera utilizzata nell'acquisizione viene precedentemente calibrata utilizzando una sorgente di radiazioni ad attività definita inserita all'interno di un *fantoccio* per stimare l'attenuazione dei fotoni gamma emessi dalla sorgente in modo più possibile simile a come se fosse all'interno dell'organismo. L'attività somministrata al paziente è quindi prima dell'iniezione misurata in maniera precisa con un calibratore di dose e questo dato è inserito poi nel modello. Il modello MIRD così facendo consente di convertire l'attività stimata in dose media per peso di ogni singolo organo moltiplicandola per un opportuno *fattore S* specifico per ogni organo e radiofarmaco (i valori sono diversi in uomini, donne e bambini).

La dose somministrata al midollo ha come soglia limite il valore di 2 Gy. Può essere stimata sia misurando l'attività circolante ottenuta mediante un prelievo di sangue sia tramite acquisizioni scintigrafiche. Nel midollo osseo malato (per esempio colonizzato da metastasi) la dose somministrata al midollo tende ad aumentare (in quanto le metastasi sono il bersaglio stesso del trattamento). Anche precedenti trattamenti radio-chemioterapici possono alterare la dose somministrata al midollo a causa dei precedenti danni a tale livello dovuti a queste terapie.

La tossicità renale deriva dal fatto che i peptidi radioconiugati sono riassorbiti a livello del tubulo renale contorto prossimale. DI conseguenza l'attività che porta a danno si localizza a livello della corticale renale e la dosimetria convenzionale è quindi poco adatta a stimare la dose somministrata a tale organo, dato che qui non ha una distribuzione omogenea. Per tenere conto di questo fenomeno si utilizza il modello lineare quadratico che tiene conto anche del frazionamento della dose e il suo parametro più importante è la Dose Biologica Effettiva (BED). Per migliorare ulteriormente le stime sono in sviluppo dei modelli che, al posto delle classiche immagini 2D, utilizzano immagini SPECT 3D nelle quali l'organo è "diviso" in volumi di ugual massa (*voxel dosimetry*). Mediante acquisizioni ibride SPECT/TC è inoltre possibile delimitare meglio le ROI sulle regioni anatomiche di interesse[6].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 315-318.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 319-320.
3. ^ https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22202153
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 320.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 320-322.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 322-325.

Bibliografia

- Volterrani, *Fondamenti di medicina nucleare* ISBN 9788847016842

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Terapia_radiometabolica&oldid=116935147"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 27 nov 2020 alle 12:44.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Teranostica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Per **teranostica**, in senso lato, si intende l'integrazione di un metodo diagnostico con uno specifico intervento terapeutico.[1]Tale definizione, molto ampia, che include numerosi approcci diagnostico-terapeutici (ad esempio la radioterapia guidata dalle immagini, l'uso della PET con FDG per valutare la risposta alle terapie o lo studio dell'espressione di oncogeni su preparati istologici per guidare le terapie a bersaglio molecolare) è però di solito ristretta a quelle tecniche in cui il metodo diagnostico è sviluppato in contemporanea con l'intervento terapeutico oppure è lui stesso tale metodo. Tali metodiche sono storicamente state sviluppate nell'ambito della medicina nucleare; ma le ultime innovazioni nel campo delle nanotecnologie (nanomedicina) stanno permettendo di creare anche mezzi di contrasto con caratteristiche terapeutiche (dando quindi anche al campo della radiodiagnostica un'impronta terapeutica ulteriore a quella della radiologia interventistica).[1][2][3][4]

Indice

Teranostica in ambito medico-nucleare

Teranostica in ambito radiologico

Note

Bibliografia

Teranostica in ambito medico-nucleare

La medicina nucleare è stata la disciplina in cui il termine teranostica è stato coniato; infatti, quando questo termine ancora non esisteva, la prima sostanza utilizzata (ancora oggi) per lo studio diagnostico e il trattamento del tumore della tiroide è stato l'isotopo 131 dello iodio (Terapia radiometabolica del carcinoma tiroideo differenziato). Tuttavia questa disciplina include numerose altre sostanze che sia da sole sia in coppie possono essere usate a tale scopo (molecole marcate con isotopi gamma o positrone emittenti per la diagnostica possono essere marcate anche con isotopi alfa o beta meno emittenti per la terapia). Tali sostanze possono essere dei ligandi di recettori presenti sul bersaglio da trattare o sostanze, come lo iodio, che sono internalizzate dal bersaglio tramite processi metabolici. Mediante questi meccanismi è quindi possibile sia localizzare i tessuti patologici con le immagini sia distruggerli con dosi elevate e mirate di radiazioni.

Teranostica in ambito radiologico

Sebbene non siano ancora in uso clinico, sono ormai da anni in sviluppo numerosi mezzi di contrasto che possiedono anche proprietà terapeutiche. Ad esempio tali preparati sono progettati per rilasciare localmente, a livello del bersaglio visualizzato con le immagini e in risposta a uno stimolo fornito dall'operatore, un chemioterapico normalmente somministrato per via sistemica. Tale approccio in teoria dovrebbe aumentare l'efficacia del trattamento e ridurne gli effetti collaterali. Mezzi di contrasto di questo tipo sono stati sviluppati ad esempio per l'ecografia e sono costituiti da microbolle, che, accumulandosi nei tessuti ipervascolarizzati e rompendosi a contatto con l'onda sonora prodotta dall'ecografo rilasciano il principio attivo solo nella zona scelta dall'ecografista. Un altro approccio consiste invece nel legare degli anticorpi monoclonali (anche in

grado di colpire diversi bersagli molecolari) a una nanoparticella. In questo modo da un lato si riesce ad aumentare l'affinità e la specificità del farmaco verso il bersaglio e dall'altro a visualizzare la zona colpita dal trattamento (ad esempio utilizzando particelle di ossidi di ferro con proprietà *superparamagnetiche* che possono essere rilevate mediante l'imaging a risonanza magnetica). Tali particelle poi possono essere anche progettate per rilasciare un chemioterapico solo nella zona in cui si legano, producendo anche un effetto sinergico locale con l'azione degli anticorpi. L'integrazione di queste metodiche con quelle medico-nucleari (che producono immagini con una maggiore sensibilità) può aiutare a individuare i bersagli e a monitorare i trattamenti.

Note

1. *Peter Dobson: Theranostic, a combination of diagnostics and therapy* (**PDF**), su *ema.europa.eu*.
2. **^** Joseph Lau, Kuo-Shyan Lin e François Bénard, *Past, Present, and Future: Development of Theranostic Agents Targeting Carbonic Anhydrase IX*, in *Theranostics*, vol. 7, n. 17, 26 settembre 2017, pp. 4322–4339, DOI:10.7150/thno.21848. URL consultato il 22 giugno 2018.
3. **^** Jin Xie, Seulki Lee e Xiaoyuan Chen, *Nanoparticle-based theranostic agents*, in *Advanced drug delivery reviews*, vol. 62, n. 11, 30 agosto 2010, pp. 1064–1079, DOI:10.1016/j.addr.2010.07.009. URL consultato il 22 giugno 2018.
4. **^** *Emanuele Neri, Radiologia Diagnostica e Interventistica Università di Pisa: Teranostica e radiologia* (**PDF**), su *storage.mzcongressi.com*. URL consultato il 22 giugno 2018 (archiviato dall'url originale il 22 giugno 2018).

Bibliografia

- (**EN**) Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17420716%7C) sulla teranostica in ambito medico-nucleare
- (**EN**) Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18373419%7C) sulla teranostica in radiodiagnostica

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Teranostica&oldid=105976744"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 24 giu 2019 alle 01:28.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Terapia radiometabolica dell'Ipertiroidismo

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **terapia radiometabolica dell'ipertiroidismo** è effettuata mediante la somministrazione al paziente per via orale del radioiodio (nello specifico, l'isotopo 131 dello iodio, solitamente mediante capsula) che, avendo un'emissione di particelle beta meno (che hanno un raggio d'azione solo di pochi millimetri), e una captazione molto selettiva a livello tiroideo consente di distruggere questa ghiandola mediante un'irradiazione selettiva della stessa che risparmia i restanti tessuti dell'organismo, raggiungendo gli stessi obiettivi di un intervento chirurgico nella stessa sede. Non è mai stato dimostrato un incremento del rischio di insorgenza di cancro a carico della tiroide o di altri organi a lungo termine.

Indice

Introduzione

Indicazioni e controindicazioni al trattamento

Preparazione al trattamento

Calcolo della dose da somministrare

Effetti indesiderati

Terapia radiometabolica nel gozzo non tossico di grosse dimensioni

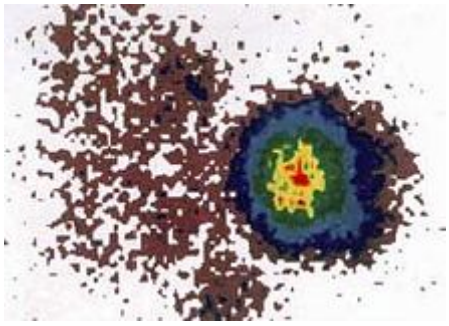
- Requisiti per l'esecuzione del trattamento
- Dose somministrata
- Effetti collaterali del trattamento

Note

Bibliografia

Introduzione

Morbo di Basedow alla scintigrafia tiroidea



Nodo autonomo

Questo trattamento è stato per la prima volta effettuato nel 1942. Le forme di ipertiroidismo trattabili includono la malattia di Basedow-Graves, l'adenoma di Plummer e il gozzo multinodulare tossico. Nel morbo di Basedow si ha la presenza nell'organismo di auto-anticorpi diretti contro il recettore del TSH che agiscono su tutta la ghiandola stimolandone l'iperattività. Questo quadro è visibile alla scintigrafia tiroidea come una captazione molto intensa e diffusa del radiofarmaco diagnostico somministrato (di solito pertecnetato). Dato che il radioiodio si distribuisce nella ghiandola esattamente come il radiofarmaco

usato in scintigrafia, l'obiettivo del trattamento in questo caso è più spesso la completa distruzione del parenchima tiroideo, con residuo ipotiroidismo nel post trattamento. Questo anche perché il morbo di Basedow, in presenza di cellule tiroidee vitali, tende a recidivare per ristimolazione delle stesse da parte dell'anticorpo (l'ipotiroidismo è comunque un successo terapeutico in quanto è molto più semplice da controllare farmacologicamente mediante somministrazione orale dell'ormone tiroideo sostitutivo. Inoltre si eliminano i possibili effetti collaterali tossici dei farmaci antitiroidei). Nei casi invece in cui l'ipertiroidismo sia causato da nodi iperproducenti l'ormone l'obiettivo desiderato del trattamento radiometabolico è la sola distruzione di questi con risparmio del parenchima tiroideo sano. Questo obiettivo è possibile in quanto i nodi iperattivi provocano a livello ipofisario un blocco della produzione del TSH, con conseguente relativo "spegnimento" del parenchima ghiandolare sano che quindi non capterà il radioiodio (alla scintigrafia tiroidea in questi casi si vedranno per lo più dei nodi "caldi" iperattivi e meno o nulla il resto della ghiandola). Tuttavia la selettività del trattamento verso le sole aree iperattive non è prevedibile con certezza; quindi anche in questi casi può residuare un ipotiroidismo nel post-trattamento[1].

Indicazioni e controindicazioni al trattamento

Le indicazioni al trattamento includono:

- allergia o gravi effetti collaterali all'assunzione dei farmaci antitiroidei, scarsa compliance all'assunzione degli stessi;
- rifiuto del trattamento chirurgico ove indicato o presenza di comorbidità che lo pongono a rischio;
- nel morbo di Basedow: mancata risposta ai farmaci antitiroidei o comparsa di oftalmopatia (in tali casi eseguire una profilassi con cortisone nel post trattamento per impedirne il peggioramento);
- nell'adenoma tossico: tireotossicosi franca. In caso di ipertiroidismo subclinico valutare caso per caso;
- nel gozzo multinodulare: recidiva dopo tiroidectomia parziale.

Nel caso la scintigrafia tiroidea evidenzi nodularità ipocaptanti ("fredde") prima di eseguire il trattamento è importante escluderne l'eventuale natura neoplastica. Nel gozzo di grosse dimensioni il trattamento radiometabolico rappresenta la seconda scelta rispetto a quello chirurgico.

Non vi è indicazione nel caso di ipertiroidismo con bassa captazione alla scintigrafia tiroidea. Gravidanza e allattamento in atto costituiscono controindicazioni assolute al trattamento radiometabolico. Non è al momento riportato un aumento del rischio di tumori secondario al trattamento anche nei soggetti minori di 18 anni, ma le casistiche in letteratura al riguardo sono limitate. L'allergia allo iodio non costituisce controindicazione al trattamento in quanto il radioiodio è presente in minime tracce nella capsula somministrata, insufficienti a causare una reazione[2].

Preparazione al trattamento

I farmaci antitiroidei vanno sospesi 1 o 2 settimane prima dell'assunzione del radioiodio (tempi più precoci sono applicabili in caso di ipertiroidismo più grave). Inoltre il paziente non deve assumere per un tempo variabile prima del trattamento dipendente dalla quantità di iodio contenuta, alimenti e farmaci contenenti tale sostanza per evitare che questa interferisca con la captazione del radioiodio (sale iodato, prodotti del mare, soia, prodotti surgelati, tintura di iodio, mezzi di contrasto radiografici, amiodarone). Stessa regola vale anche per le tinture per capelli. Il paziente deve inoltre essere digiuno al momento della somministrazione del radiofarmaco (e rimanerci per qualche ora) in modo da facilitarne l'assorbimento[3].

Calcolo della dose da somministrare

La quantità di radioiodio da somministrare al paziente può essere decisa in due modi:

- empiricamente: il medico nucleare, basandosi sull'esperienza, sulla grandezza del bersaglio e sulla gravità della malattia decide una dose.
- secondo stime dosimetriche personalizzate a seconda del paziente.

Un approccio intermedio fra i due sopra prevede di somministrare una dose modulata a seconda del volume della tiroide nel caso di Basedow (oppure dell'adenoma iperfunzionante) stimato su misure ecografiche. A tale scopo si utilizza la formula semplificata di Marinelli che prevede di somministrare una dose in funzione del peso del bersaglio in grammi che viene poi corretta dividendo questo valore per la frazione di captazione del radioiodio alla 24ª ora (di base: 5,55 MBq per grammo di tessuto nel Basedow, 7,4 MBq nel caso di adenoma. L'attività finale varia in un intervallo che va da un minimo di 185 MBq a un massimo di 555 MBq).

Il calcolo della dose secondo stime dosimetriche è invece eseguito dopo un test di captazione. Questo si esegue somministrando al paziente digiuno una piccola dose traccia di radioiodio e osservando nel tempo, con misure ripetute dei conteggi in tiroide rilevati con un'apposita sonda o con gamma camera, quanto dell'attività somministrata in percentuale si trova nella tiroide. Le variabili prese in considerazione sono il valore del picco massimo di captazione e il tempo di dimezzamento rilevato sulla curva. Anche dopo la somministrazione della dose traccia il digiuno va mantenuto per qualche ora. Il picco di captazione massima si ha di solito a 24 ore dalla somministrazione, ma nel morbo di Basedow questo può verificarsi anche prima (4 o 6 ore) a causa dell'accelerato turnover dello iodio in questa malattia (*sindrome da small pool*). Le misure sono di solito eseguite fino a 96 ore dalla somministrazione della dose traccia. La dose somministrata al tessuto bersaglio varia di solito fra i 100 Gy e i 300 Gy[4].

Effetti indesiderati

Sono di solito modesti. A breve termine (ore o giorni) si possono avere transitoria infiammazione dei tessuti tiroidei bersaglio e scialoadenite (lo iodio è captato in quota minore anche dalle ghiandole salivari, assumere sostanze che stimolano la salivazione come preparati a base di limone può aiutare a ridurre questo effetto). Nel giro di settimane o mesi nei pazienti con morbo di Basedow può peggiorare l'oftalmopatia associata a tale patologia (questo perché il tessuto tiroideo distrutto può liberare in circolo in modo massiccio gli ormoni tiroidei immagazzinati). Questi effetti sono controllabili mediante una terapia steroidea. Per analoghe ragioni può presentarsi nei pazienti trattati un transitorio stato di ipertiroidismo, i cui effetti sono controllabili anch'essi farmacologicamente (ad esempio con il propranololo o con altro betabloccante). L'ipotiroidismo è nel morbo di Basedow considerato un successo terapeutico, ma può verificarsi anche in caso di nodi iperfunzionanti per *effetto crossfire* sul tessuto sano. Non si è evidenziato un maggior rischio di insorgenza di cancro nei pazienti trattati rispetto alla popolazione generale[5].

Terapia radiometabolica nel gozzo non tossico di grosse dimensioni

Il gozzo non tossico è una malattia tipica delle regioni ove vi è carenza iodica negli alimenti e colpisce maggiormente gli anziani. Può dare problemi di compressione agli organi vicini (con conseguente senso di peso, dispnea, disfagia e disfonia) così come diventare funzionalmente autonomo portando all'ipertiroidismo. La terapia d'elezione è chirurgica, ma in caso di rifiuto del suddetto trattamento da parte del paziente e soprattutto in presenza di importanti comorbidità che portano a un elevato rischio operatorio il trattamento radiometabolico consente di ridurre il volume del gozzo[5].

Requisiti per l'esecuzione del trattamento

- Tutte le formazioni nodulari più grandi di 1 cm devono essere valutate con esame citologico per escluderne la malignità.
- Il bersaglio deve captare per un volume sufficiente il radioiodio. Questo viene valutato mediante scintigrafia tiroidea. Le aree ipocaptanti a tale esame più spesso corrispondono a zone di necrosi, cistiche o in cui sono avvenute in passato emorragie. Tali zone non sono bersagliate dal radioiodio che quindi non avrà effetto sul loro volume.
- La captazione del radioiodio alla 24ª ora deve avere un valore sufficiente (di solito sopra il 10-15% dell'attività somministrata). I gozzi più vecchi di solito presentano valori di captazione più bassi[6].

Dose somministrata

È di solito più bassa di quella data per trattare l'ipertiroidismo (di solito 100 μCi per grammo di tessuto, corretti per la captazione alla 24ª ora) ed è stimata in base al volume ghiandolare (spesso valutato mediante TC o RM in quanto l'ecografia non consente di stimare il tessuto in sede retrosternale. Queste altre due metodiche consentono anche di valutare la trachea)[7].

Effetti collaterali del trattamento

Sono sovrapponibili a quelli già descritti nel trattamento dell'ipertiroidismo. Raramente può insorgere un ipertiroidismo autoimmune dovuto alla liberazione massiccia di antigeni tiroidei durante il trattamento che porta alla formazione di anticorpi stimolanti la ghiandola[8].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 325-328.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 328-329.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 329.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 330.
5. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 331.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 331-332.
7. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 384.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 332-333.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 978-88-470-1684-2.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Terapia_radiometabolica_dell%27Ipertiroidismo&oldid=116139019"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 19 ott 2020 alle 22:31.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Terapia radiometabolica del carcinoma tiroideo differenziato

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **terapia radiometabolica** è una procedura spesso utilizzata nel trattamento dei Carcinomi tiroidei *differenziati* (cioè in grado di accumulare al loro interno il radioiodio, che siano sia ad istotipo *papillare* sia *follicolare*). Si esegue somministrando al paziente, successivamente al trattamento chirurgico ed in regime di ricovero protetto all'interno di un reparto di medicina nucleare, il radioiodio stesso (per la precisione, l'isotopo 131 dello iodio). Questa sostanza, comportandosi esattamente come lo iodio stabile normalmente assunto con la dieta dal paziente, si accumula solo nel tessuto tiroideo residuo e nelle eventuali metastasi linfonodali e a distanza, permettendone la distruzione selettiva mediante il rilascio in loco di un'alta dose di radiazioni.

L'emissione di particelle beta meno del radioiodio infatti intacca in maniera minima i tessuti sani, in quanto queste particelle presentano un tragitto nel corpo del paziente di massimo pochi millimetri dal punto di emissione. La distruzione del tessuto tiroideo residuo all'intervento chirurgico, oltre a ridurre il rischio di recidive locali, permette di utilizzare nel *follow up* la tireoglobulina come un affidabile marker per valutare la presenza di eventuali recidive o progressioni (essendo una proteina prodotta solo dalla tiroide e dalle cellule tumorali che da questa derivano, se questa riappare dopo l'ablazione completa del tessuto tiroideo sano è indice certo di recidiva di malattia).

L'emissione gamma del radioisotopo consente anche di valutare sia la risposta al trattamento sia la recidiva di malattia mediante scintigrafia (approccio *teranostico*), permettendo di rilevare/trattare anche lesioni metastatiche sfuggite alle altre tecniche di imaging.

La sopravvivenza dei pazienti trattati anche a 10 anni dalla diagnosi è vicina al 90%. La malattia può comunque divenire resistente in seguito alla perdita della capacità di estrarre il radioiodio da parte delle cellule tumorali. Nel sospetto di sdifferenziazione della neoplasia (con perdita di capacità di captare il radioiodio) è utile la PET con FDG (la captazione dell'FDG appare in concomitanza alla perdita della capacità di captare lo iodio). La scintigrafia con sestaMIBI è invece utile per valutare la variante oncocitica.

Il trattamento è controindicato nelle donne in gravidanza. L'allattamento deve essere interrotto.

Controindicazione relativa al trattamento si ha in caso di elevata irradiazione di alcuni organi o apparati in caso di:

- depressione midollare
- deficit respiratori di tipo restrittivo
- deficit di funzione delle ghiandole salivari
- presenza di segni o danni neurologici da sospette metastasi cerebrali in grado di complicarsi con edema e dare compressione sul parenchima cerebrale[1].

Indice

Ablazione del residuo tiroideo

Trattamento delle recidive locali e delle metastasi a distanza

Effetti collaterali
Imaging scintigrafico post-trattamento
Note
Bibliografia

Ablazione del residuo tiroideo

È dimostrato che distruggere completamente con il radioiodio il tessuto tiroideo residuo dopo l'intervento chirurgico riduce in modo significativo sia la possibilità di recidiva sia la mortalità dei pazienti. Esistono diverse scuole di pensiero su chi destinare al trattamento e chi no. In Europa si preferisce trattate tutti i tumori con istotipo follicolare e anche tutti quelli papillari di stadio oltre il pT1a[1].

Nel determinare il successo del trattamento è necessario che il livello sierico di TSH sia pari almeno a 30 µUI/l in modo che il radioiodio riesca ad accumularsi nelle cellule neoplastiche (che hanno una capacità di captare lo iodio molto inferiore rispetto alla tiroide normale)[1].

Per raggiungere quest'obiettivo il metodo più vecchio consiste nell'interrompere la somministrazione di ormone tiroideo sostitutivo (tiroxina) ai pazienti (che, dopo l'intervento chirurgico di tiroidectomia totale, permangono quindi in uno stato di ipotiroidismo che provoca il rialzo del TSH). Tale periodo di sospensione di solito deve essere di circa un mese e dà al paziente ovvi effetti collaterali dovuti alla carenza in circolo di ormoni tiroidei, che fra l'altro costituisce controindicazione in alcuni pazienti, specie con patologie cardiache o psichiatriche; per tal motivo ormai è disponibile il TSH direttamente somministrabile al paziente ottenuto con la tecnica del DNA ricombinante. Questo ha il vantaggio di non dare i suddetti effetti collaterali e di solito si somministra per 2 giorni consecutivi prima del radioiodio. In generale l'ablazione è eseguita un mese dopo l'intervento.

Il paziente prima e dopo la somministrazione del radioiodio non deve assumere alimenti o farmaci contenenti iodio; in particolare: multivitaminici, pesce, sale iodato, disinfettanti, mezzi di contrasto radiologici, amiodarone, tinture per capelli. Eseguire una *ioduria* (misura del quantitativo di iodio nelle urine) è fondamentale pe escludere un eccesso di iodio nell'organismo[2].

Per stimare la quantità di tessuto tiroideo da trattare è possibile, un mese prima del trattamento, somministrare una piccola dose di radioiodio al paziente ed effettuare una misura della radioattività in loggia tiroidea. Alternativamente si può eseguire una scintigrafia tiroidea con dosi un po' più alte, ma trattando subito dopo il paziente in modo da evitare *l'effetto stunning* dato dalle radiazioni emesse dalla dose-traccia che può diminuire anche del 50% la captazione della dose terapeutica. Altra alternativa consiste nel fare la scintigrafia con iodio-123 anziché con l'isotopo 131 (che, non emettendo particelle beta, non dà stunning)

La durata del ricovero è di solito di circa 3 giorni. Dopo la dimissione il paziente è comunque tenuto a rispettare alcune regole onde evitare di irradiare eccessivamente i familiari o chiunque gli stia vicino (in particolare bambini e donne in gravidanza)[3].

L'attività da somministrate al paziente, a seconda dei centri, può essere definita da soglie fisse oppure ottimizzata mediante studio dosimetrico. In generale comunque è sempre l'esperienza del medico nucleare a guidare la scelta. L'attività somministrata mediante dose fissa può essere *bassa* (1,1-2 GBq), oppure *elevata* (3-4,5 GBq) a seconda del giudizio clinico. La dose scelta mediante metodo dosimetrico invece è più variabile in funzione del bersaglio da trattare (da 0,9 a 9 GBq).

La somministrazione di norma si fa per via orale mediante capsula. Nei pazienti non in grado di deglutire le capsule, si può somministrare il radioiodio in forma di soluzione liquida (se possibile questa forma farmaceutica viene evitata per evitare di irradiare troppo il personale del reparto) o anche per via endovenosa (ad esempio nel caso il paziente vomiti).

Successivamente alla somministrazione si provvede ad idratare molto il paziente ed a farlo urinare spesso in modo da evitare la stasi del radioiodio non legato al bersaglio in vescica (così facendo si evita la cistite da raggi). Anche dare da bere al paziente del succo di limone (o dare delle caramelle al limone) è utile per incrementare la salivazione ed evitare una scialoadenite[4].

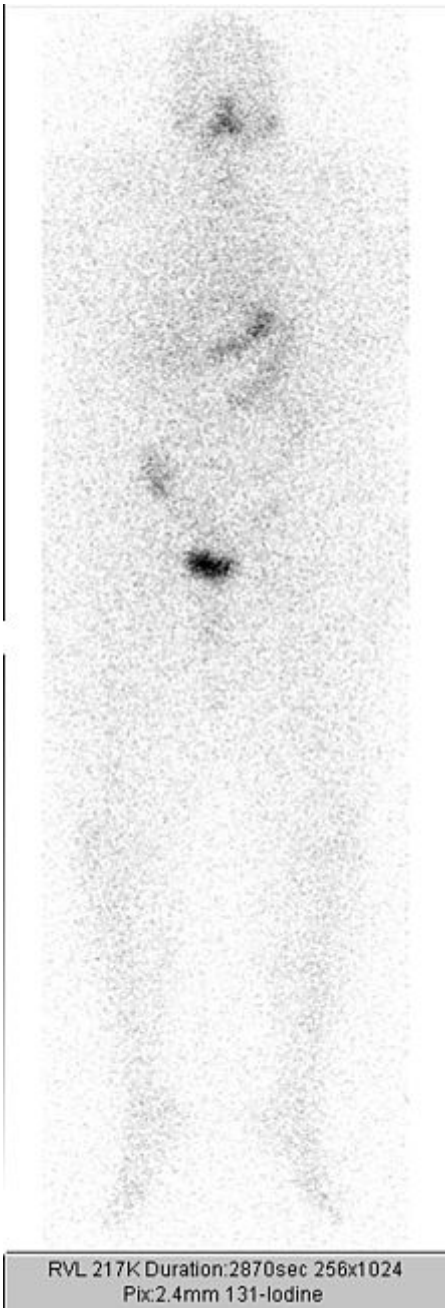
A 96 ore e a 7-10 giorni dal trattamento sono poi eseguite delle scintigrafie per monitorarne l'azione, evidenziare il tessuto tiroideo residio ed eventuali metastasi sconosciute. Se l'attività somministrata è stata oltre i 7,4 GBq, per almeno 6-10 settimane dopo la terapia si eseguono dei controlli della crasi ematica[5].

Scintigrafia total body con iodio-131 dopo la prima somministrazione di radioiodio

Trattamento delle recidive locali e delle metastasi a distanza

Le recidive locali di malattia possono essere trattate col radioiodio (preferibilmente dopo asportazione chirurgica se sopra il centimetro), così come le metastasi polmonari (anche estese). La recidiva può essere sospettata tramite l'ecografia o il dosaggio della tireoglobulina. Nei casi sospetti è bene procedere ad una scintigrafia pre-terapia. Se il residuo è esteso si può avere dopo il trattamento una tiroidite post-attinica (in tali casi si può somministrare cortisone o radicalizzare maggiormente con la chirurgia). Nei pazienti asintomatici si può anche aspettare una maggiore progressione della malattia prima di intervenire (protocollo *watch and wait*).

Le lesioni polmonari metastatiche che rispondono meglio al trattamento sono quelle a distribuzione diffusa (*miliare*) rispetto a quelle macronodulari. Nel trattamento delle lesioni polmonari è comunque necessaria cautela nella definizione della dose da somministrare onde evitare di irradiare troppo il parenchima e portare così alla fibrosi polmonare (su lesioni singole è possibile a volte utilizzare prima l'approccio chirurgico).



lo stesso paziente della figura a sinistra seguito nel tempo non mostra più captazione del radioiodio a carico del residuo tiroideo

Il primo approccio terapeutico alle metastasi ossee singole è quello chirurgico, se questo non è sufficiente o le lesioni sono multiple è possibile utilizzare il radioiodio.

Particolare attenzione va rivolta ai pazienti con metastasi cerebrali (rischio di edema cerebrale dato dall'infiammazione conseguente al trattamento, in questi pazienti la somministrazione di TSH ricombinante è controindicata) e a quelli con lesioni vertebrali a rischio di frattura (pretrattatare in questo caso con cortisone) o in generale con metastasi a distanza vicino a strutture critiche. In questi soggetti il TSH ricombinante può anche provocare rapida crescita delle metastasi, emmorragia o infiammazione delle stesse[6].

La dose da somministrare è stabilita spesso empiricamente e particolare attenzione va posta a non irradiare troppo il polmone ed il midollo osseo. La dose massima al midollo non deve essere oltre i 2 Gy, mentre la ritenzione del radioiodio a livello polmonare non deve superare i 3 GBq (in caso di lesioni polmonari è bene fare una dosimetria)[7].

Effetti collaterali

Sono in genere modesti e controllabili. Dolenzia nella regione cervicale, scialoadenite, perdita temporanea del gusto e dell'olfatto, sindrome acuta da raggi (della durata di pochi giorni), nausea e vomito (controllabili usando dei farmaci gastroprotettori e dei lassativi) sono comuni. È rara la cistite attinica (prevenibile idratando bene il paziente e facendolo urinare di frequente). Tardivamente può verificarsi riduzione della funzionalità del midollo emopoietico (specie se sono state date alte dosi di radiazioni al midollo). Rare forme tumorali secernenti ormoni tiroidei possono dare una crisi tireotossica transitoria per distruzione in massa delle cellule tumorali e liberazione degli ormoni ivi contenuti in circolo. Nelle donne può anche manifestarsi più precocemente la menopausa.

Il rischio di seconde neoplasie (leucemie e tumori solidi) è considerato di modesta entità, molto inferiore a quello dato da altri approcci terapeutici come chemioterapia e radioterapia convenzionale[8].

Imaging scintigrafico post-trattamento

Queste immagini sono acquisite 5-10 giorni dopo la somministrazione del radioiodio e consentono di visualizzare dove il radiofarmaco si sta concentrando e sta agendo (permettendo anche di rilevare in questo modo localizzazioni sconosciute di malattia). La fissazione a livello dei residui tiroidei (che spesso permangono anche dopo accurato intervento chirurgico) è comune al primo trattamento. L'acquisizione è effettuata mediante una gamma camera, usando collimatori per le alte energie e cristalli spessi almeno un quarto di pollice. Sono di norma acquisite immagini *total body* planari, dalla testa ai piedi. Possono essere effettuate anche ulteriori acquisizioni mirate a precisi segmenti corporei o SPECT (meglio se con una SPECT/CT).

È possibile ripetere la scintigrafia a 6-12 mesi di distanza dal trattamento nei pazienti ad alto rischio somministrando una dose "diagnostica" di iodio-131 (circa 185MBq per evitare l'effetto *stunning*) ed acquisendo le immagini a 48 e 72 ore di distanza. Anche in questo caso sarà necessario far innalzare i livelli di TSH con le tecniche descritte sopra prima di eseguire l'esame. Utilizzando lo iodio-123 è possibile effettuare studi dosimetrici accurati, acquisendo le immagini dopo 24 ore, senza rischio di stunning (di solito però ciò non viene fatto per via della scarsa disponibilità di questo radiofarmaco).

Fisiologica concentrazione del radioiodio si può osservare a livello delle ghiandole salivari, dell'apparato urinario, ed a livello del fegato (dove sono metabolizzati gli ormoni tiroidei radiomarcati prodotti dall'organismo stesso usando il radioiodio. Le metastasi epatiche di solito si rilevano come aree focali ipercaptanti). Concentrazione del radiofarmaco si può osservare anche a livello esofago-gastrico (ove lo iodio è

escreto fisiologicamente. Far bera acqua al paziente spesso rimuove questi accumuli). Lo iodio tende inoltre ad accumularsi in tutte le sedi flogistiche (compreso l'Esofago di Barrett), nelle ectopie tiroidee, nel Diverticolo di Meckel, in sede mammaria, a livello delle neoplasie polmonari e del meningioma papillare[9].

Note

1. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 333.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 334.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 334-335.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 335-336.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 336.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 336-338.
7. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 338-340.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 340.
9. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 638-643.

Bibliografia

- Volterrani, *Fondamenti di medicina nucleare* ISBN 9788847016842
- Linee Guida (http://www.aimn.it/pubblicazioni/LG/RP_AIMN_terapia.pdf) dell'*Associazione Italiana di Medicina Nucleare ed imaging molecolare (AIMN)* per la terapia radiometabolica.
- (**EN**) Linee guida (http://www.eanm.org/publications/guidelines/gl_radio_ther_259_883.pdf) dell'*European Association of Nuclear Medicine (EAMN)* sulla terapia radiometabolica del carcinoma tiroideo differenziato.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Terapia_radiometabolica_del_carcinoma_tiroideo_differenziato&oldid=109796192"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 3 gen 2020 alle 12:18.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Teranostica dei tumori neuroendocrini

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **teranostica dei tumori neuroendocrini** è competenza di numerosi specialisti (oncologo, endocrinologo, gastroenterologo, radiologo, medico nucleare) in quanto solo l'integrazione della clinica con l'imaging consente una corretta gestione a lungo termine di queste patologie a lunga sopravvivenza. La medicina nucleare, tramite specifici radiofarmaci, è in grado di fornire strumenti che possono non solo essere utilizzati a scopo diagnostico (nella stadiazione iniziale della malattia come nella ristadiazione delle sospette recidive) ma anche terapeutico (terapia radiometabolica). Questo è possibile sostituendo l'isotopo radioattivo con cui sono marcate le molecole usate in diagnostica (emittenti fotoni gamma o positroni) con uno emittente particelle beta meno. Le sostanze usate a scopo terapeutico sono in grado di accumularsi selettivamente nelle lesioni neoplastiche come mostrato dalle immagini diagnostiche provocandone la distruzione selettiva mediante il rilascio di un'alta dose di radiazioni in loco (e risparmiando nel contempo i tessuti sani). Tale approccio è definito teranostico.[1] Al momento sono disponibili due differenti bersagli per tale approccio:

- Il *metabolismo delle catecolamine*: visualizzabile usando la scintigrafia con metaiodobenzilguanidina (MIBG) che può essere marcata con iodio-123 per uso diagnostico così come con iodio-131 per uso terapeutico. Anche la PET con ^{18}F-DOPA può essere utilizzata a scopo diagnostico per visualizzare la stessa via metabolica (con i vantaggi della maggiore risoluzione spaziale rispetto alla metodica scintigrafica), ma non per guidare la terapia radiometabolica.
- I *recettori della somatostatina*: visualizzabili mediante la scintigrafia con Octreoscan oppure usando la PET con traccianti specifici marcati con gallio-68 (DOTATOC, DOTANOC E DOTATATE). Gli stessi farmaci possono poi essere marcati con isotopi beta-emittenti (ittrio-90 o lutezio-177) per essere usati a scopo terapeutico.

Indice

Metabolismo delle Catecolamine
- Scintigrafia con ^{123}I-MIBG
  - Preparazione del paziente
  - Esecuzione dell'esame
  - Interpretazione dell'esame
  - Fonti di errore
  - Scintigrafia miocardica con ^{123}I-MIBG
- Terapia radiometabolica con ^{131}I-MIBG

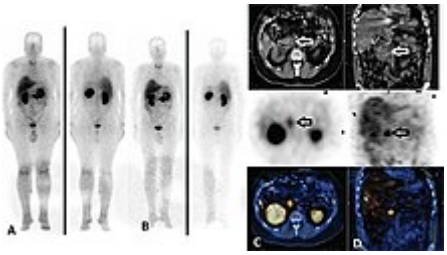
Recettori per la somatostatina
- Octreoscan
  - Descrizione della metodica
  - Confronto con le metodiche PET
- PET con traccianti recettoriali
- Terapia radiometabolica con analoghi della somatostatina

Note

Bibliografia

Metabolismo delle Catecolamine

Scintigrafia con ^{123}I-MIBG



Feocromocitoma bilaterale a livello dei surreni in un pazienbte affetto dalla Sindrome di von Hippel-Lindau

La scintigrafia con metaiodobenzilguanidina (MIBG) per lo studio della midollare del surrene e delle neoplasie secernenti catecolamine è un'indagine diagnostica non invasiva di medicina nucleare che ha un ruolo rilevante nella diagnostica per immagini del feocromocitoma, una neoplasia di origine neuro-ectodermica che deriva dalle cellule cromaffini del surrene (o dai tessuti cromaffini extra-surrenalici quali gangli e paragangli) e che secerne catecolamine. Tale sostanza è anche captata dal neuroblastoma e da altri tumori neuroendocrini quali i carcinoidi ed il carcinoma midollare della tiroide. Il radiofarmaco che viene adoperato è la meta-iodo-benzil-guanidina (MIBG), un analogo della guanetidina (falso neuro-trasmettitore non degradato dalle MAO e metiltransferasi) concentrato nelle vescicole intracellulari di neurosecrezione delle cellule cromaffini, e marcata con iodio-123 (o iodio-131 nei casi sia adoperata per fini terapeutici).[2]

Preparazione del paziente

Essendo lo iodio-123-MIBG un radiofarmaco marcato con iodio radioattivo, si deve ridurre al minimo la dose di radiazioni che riceve la tiroide, inibendo la captazione per un tempo sufficiente a consentire il decadimento e/o l'eliminazione del radioiodio dall'organismo. La tecnica sfruttata più comunemente prevede la saturazione dei meccanismi di trasporto tiroidei con iodio stabile (non radioattivo). A tal fine si somministra una soluzione acquosa (cosiddetta *di Lugol*), ricca in iodio, alcuni giorni prima della procedura per raggiungere la quantità di 100 mg di iodio (stabile) in totale fornito alla tiroide.[3]

È necessario inoltre prestare attenzione ai farmaci assunti dal paziente che potrebbero interferire con il metabolismo delle catecolamine; fra i più comuni troviamo gli antidepressivi triciclici, gli alfa-bloccanti, gli oppioidi analgesici, gli antistaminici sedativi, i calcio-antagonisti, gli antipsicotici, il metoprololo, il labetalolo e le sostanze psicotrope come cocaina ed amfetamine, che vanno sospesi per un periodo variabile fra le 24 ore ed i 15 giorni in base al loro meccanismo di azione.[4]

I pazienti devono essere a digiuno da almeno 3 ore prima dell'iniezione del radiofarmaco.[5]

Analogamente agli altri esami diagnostici di medicina nucleare, l'indagine è controindicata nei casi di gravidanza accertata o presunta. L'allattamento deve essere sospeso per almeno 48 ore dall'iniezione del radiofarmaco quando si utilizza ^{123}I-MIBG, interrotto definitivamente nel caso di ^{131}I-MIBG.[5]

Esecuzione dell'esame

La ^{123}I-MIBG è iniettata in bolo lento (in circa 5 minuti) poiché sono state descritte crisi ipertensive durante la somministrazione in pazienti con feocromocitoma, scatenate dallo spiazzamento da parte della MIBG delle catecolamine depositate nelle vescicole di accumulo cellulare. Per precauzione sarebbe sempre consigliabile avere a disposizione, al momento dell'iniezione, un farmaco α e β bloccante (es. labetalolo) da somministrare per contrastare tale sintomatologia e tenere monitorato il paziente tramite ECG e misurazione della pressione

arteriosa. L'attività da somministrare è 5-10 mCi (185-370 MBq) negli adulti[6], mentre nei pazienti pediatrici l'attività minima è di 80 MBq per ^{123}I-MIBG e 35 MBq per ^{131}I-MIBG mentre quella massima 400 MBq per ^{123}I-MIBG e 80 MBq per ^{131}I-MIBG.[5]

Una volta iniettato il radiofarmaco, l'acquisizione delle immagini scintigrafiche deve avvenire a distanza di 4 e 20-24 ore, con ripetizione a 48 ore nel caso di dubbi di interpretazione. Il diverso timing delle immagini è giustificato poiché la captazione specifica del radiofarmaco (ossia quella del feocromocitoma stesso) avviene precocemente, ma l'attività di fondo tende a ridursi nel tempo; pertanto, il rapporto segnale/fondo migliora nelle acquisizioni tardive, limitando così le possibili fonti di false negatività e positività (ad esempio, un aspecifico ristagno del radiofarmaco a livello dell'apparato escretore renale).[7]

Viene impiegata una gamma-camera possibilmente a grande campo di vista per l'imaging whole-body, con un collimatore per le alte energie a fori paralleli per ^{131}I-MIBG (HEAP/HEGP) e un collimatore per le basse energie ad alta risoluzione (LEHR) per ^{123}I-MIBG. La finestra energetica deve essere settata al 20% intorno ai fotopicchi dello ^{131}I (346 KeV) e del ^{123}I (159 KeV).[5] Oltre alle acquisizioni planari a livello dell'addome e dell'intero corpo, l'indagine può essere completata da acquisizioni SPECT (con o senza TC) per migliorare la localizzazione anatomica e la qualità delle immagini.

Interpretazione dell'esame

La valutazione delle immagini è di tipo qualitativo; bisogna valutare la presenza di aree di accumulo del radiofarmaco, evidenti già nelle immagini precoci, in sede surrenalica o extra-surrenalica nel caso di immagini whole-body per la ricerca di metastasi a distanza. Al contempo però bisogna conoscere le fisiologiche sedi di captazione del radiofarmaco: fegato, milza, polmoni, ghiandole salivari, muscoli scheletrici, miocardio e nei bambini anche a livello del grasso bruno.[4]

L'utilità dell'indagine non risiede solamente nella sua potenzialità diagnostica, ma anche nella sua capacità di selezionare quei pazienti che potrebbero trarre giovamento da una terapia radiometabolica con ^{131}I-MIBG.[8]

Fonti di errore

- Inadeguata sospensione dei farmaci interferenti con il metabolismo delle catecolamine;
- Artefatti da movimento;
- Lesioni di dimensioni inferiori al centimetro (al di sotto del potere risolutivo della metodica);
- Lesioni vicine a sedi di captazione fisiologica (reni e vie urinarie);
- Aumentata captazione fisiologica in caso di iperplasia compensatoria del surrene residuo dopo surrenectomia monolaterale;
- Attività in tiroide per blocco incompleto;
- Neoplasie non MIBG-avide.

Scintigrafia miocardica con ^{123}I-MIBG

Lo stesso radiofarmaco usato nella diagnostica dei tumori secernenti catecolamine può essere utilizzato anche per visualizzare l'innervazione simpatica cardiaca. Questa può essere compromessa nella cardiomiopatia dilatativa, nella cardiopatia ischemica), nella malattia di Parkinson e nel diabete.

Terapia radiometabolica con ^{131}I-MIBG

Tale terapia è di solito destinata al trattamento di quei pazienti che mostrano lesioni neoplastiche MIBG captanti alla scintigrafia ma che non rispondono più agli altri trattamenti disponibili. Le attività somministrate a scopo terapeutico sono molto più elevate di quelle usate a scopo diagnostico (in genere da 3,7 a 11,1 GBq per singolo trattamento), di conseguenza è assolutamente necessario bloccare l'uptake tiroideo dello iodio con le metodiche descritte nel paragrafo precedente per evitare di danneggiare tale organo. Nel trattamento del neuroblastoma di stadio avanzato il tasso di risposta è variabile dal 35% al 50%, con un'ottima tollerabilità da parte della popolazione pediatrica che lo riceve (tale trattamento è molto più efficace se usato in prima linea, da solo o in combinazione con la chemioterapia). Il trattamento del feocromocitoma e del paraganglioma inoperabili presenta un tasso di risposta vicino al 75%, con associato spesso importante calo dei livelli di catecolamine circolanti e riduzione dei sintomi da queste causati (riduzione del numero di crisi ipertensive). Nel trattare i paragangliomi è importante eseguire uno studio dosimetrico. Nel trattamento del carcinoma midollare della tiroide invece l'efficacia in letteratura risulta piuttosto bassa (questo tumore spesso capta poco l'MIBG, pertanto anche la casistica è limitata). In tale caso l'uso degli analoghi della somatostatina ha dato risultati migliori[9].

Recettori per la somatostatina

La metodica medico-nucleare più vecchia, ma ancora usata nei centri ove non è disponibile la PET con analoghi della somatostatina è l'Octreoscan. L'uso di tutti questi traccianti è subordinato alla sospensione del trattamento con analoghi della somatostatina "freddi" da parte del paziente; per evitare che questi saturino i siti di legame sulle cellule neoplastiche portando a falsi negativi nelle procedure diagnostiche e/o ad inefficacia della terapia radiometabolica.

Octreoscan

L'octreoscan è una tecnica di medicina nucleare utilizzata per la diagnosi delle neoplasie neuroendocrine e nella caratterizzazione recettoriale (espressione dei recettori per la somatostatina, isoforme 2 e 5) anche da parte di alcune neoplasie cerebrali (meningioma, glioblastoma)[10].

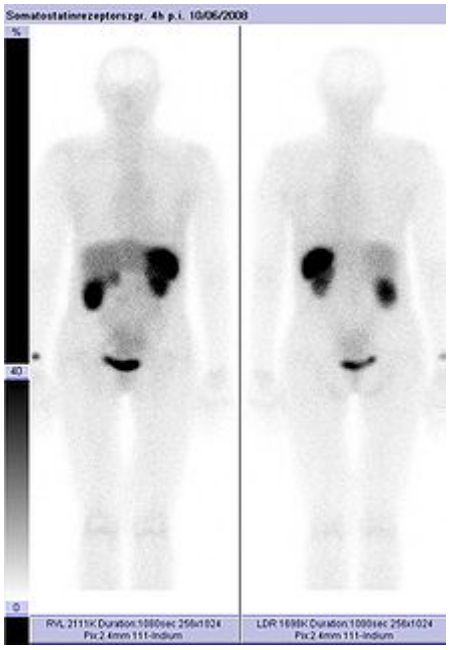
Descrizione della metodica

L'esame viene impostato iniettando nel circolo venoso del paziente una dose di 110-120 MBq di ^{111}indio-pentetreotide, un radiofarmaco analogo della somatostatina in grado di legarsi selettivamente ai recettori espressi da molte neoplasie neuroendocrine. La valutazione scintigrafica avviene dopo 4 e 24 ore con metodica SPECT. La SPECT può essere completata da un contemporaneo esame TC al fine di valutare l'esatta localizzazione della neoplasia e i rapporti con gli organi vicini. Tale metodica viene perciò definita SPECT-TC. Occorre altresì ricordare che esistono organi in grado di captare fisiologicamente l'^{111}indio-pentetreotide, ponendo problemi di visualizzazione e corretta interpretazione dell'esame scintigrafico. Tra questi i più frequenti sono la Tiroide, il fegato, la milza, i reni e tutto l'apparato urinario, la mammella e l'intestino[11].

Confronto con le metodiche PET

Attualmente l'accuratezza delle metodiche PET che utilizzano radiofarmaci leganti i recettori della somatostatina marcati con gallio-68 (DOTATOC, DOTANOC e DOTATATE) è superiore a quella della scintigrafia con octreoscan. Tali metodiche sono pertanto da preferire ove disponibili come indagini di stadiazione e ristadiazione, oltre che nella caratterizzazione recettoriale delle neoplasie neuroendocrine (sia in vista di trattamenti con analoghi "freddi", cioè non radioattivi, della somatostatina sia radiometabolici con gli stessi farmaci usati per la PET marcati con ittrio-90 o lutezio-177). Storicamente la terapia radiometabolica di queste neoplasie è stata effettuata, previa positività dell'octreoscan, utilizzando dosi ripetute di quest'ultimo (l'indio 111 è un emettitore di elettroni auger)[12].

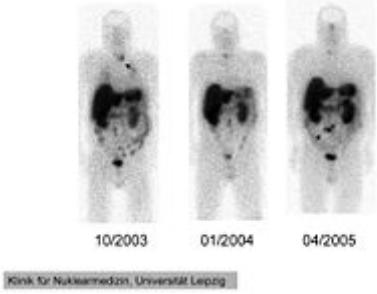
PET con traccianti recettoriali



Octreoscan, indagine scintigrafica in proiezione antero-posteriore (a sinistra) e postero-anteriore (a destra). È ben visibile l'uptake del radioligando a livello dei reni, del fegato, della milza e della vescica. Si valuta inoltre un piccolo spot in corrispondenza del polso destro, sede di iniezione del radiofarmaco.

L'uso della PET con fluorodesossiglucosio (FDG) nello studio delle neoplasie neuroendocrine è indicato solo nella valutazione degli istotipi sdifferenziati o nella valutazione della differenziazione delle lesioni secondarie, in quanto le lesioni ben differenziate captano poco o nulla questo tracciante. Sono attualmente in commercio dei radiofarmaci marcati con Gallio-68 che permettono di eseguire delle indagini PET molto accurate anche nello studio delle forme di malattia differenziate (la perdita di differenziazione che correla con l'uptake di FDG da un lato e con la perdita di uptake di questi traccianti dall'altro è denominata fenomeno *flip-flop*). Questi traccianti sono sostanze analoghe all'Octreoscan dal punto di vista chimico e differiscono da questo principalmente per il chelante utilizzato per legare a loro i radioisotopi (DOTATOC, DOTANOC E DOTATATE). Tale chelante permette di legare a queste molecole, oltre al gallio, anche isotopi beta-emittenti come l'ittrio 90 o il lutezio 177, che consentono di irradiare selettivamente le lesioni neoplastiche. Questi traccianti sono affini soprattutto all'isoforma 2 del recettore della somatostatina, ma (in modo diverso fra le 3 differenti molecole) anche per le isoforme 3 e 5. Al momento nessuna di queste molecole in clinica sembra essere superiore alle altre. Di solito l'esame viene eseguito iniettando endovena al paziente circa 148 MBq di radiofarmaco ed acquisendo le immagini ad un'ora distanza, in modo non dissimile ad una PET con FDG[12].

Terapia radiometabolica con analoghi della somatostatina



Octreoscan, tre indagini seriate ad un anno di distanza. Si rilevano il fegato e le ombre renali, il contorno colico e la vescica. In tutte e tre le rilevazioni è possibile visualizzare un piccolo nodulo ipercaptante a livello tiroideo; nel 2005 è invece visibile un'area di ipercaptazione a livello mesenterico corrispondente a tumore neuroendocrino secernente glucocorticoidi.

Questo trattamento, denominato anche terapia radiorecettoriale o Peptide Receptor Radionuclide Therapy in inglese (PRRT), si basa sull'aumentata espressione da parte delle cellule neoplastiche dei recettori della somatostatina. Tale aspetto di questi tumori deve venir dimostrato mediante la scintigrafia con Octreoscan o le metodiche PET descritte sopra come requisito essenziale prima di procedere al trattamento. Soltanto le lesioni che presentano un uptake del radiofarmaco diagnostico uguale o superiore a quello del fegato presentano infatti una buona risposta. Le neoplasie ad insorgenza nell'apparato digerente di solito esprimono l'isoforma 2 del recettore, mentre quelle che insorgono in tiroide le isoforme 1 e 5. Di norma il primo approccio a questi tumori è l'escissione chirurgica. Nel trattamento delle forme disseminate sdifferenziate la chemioterapia presenta una limitata efficacia. Le forme differenziate disseminate invece sono di solito trattate mediante analoghi freddi della somatostatina (octreotide, queste sostanze hanno un'emivita molto più lunga della somatostatina nativa) che agiscono come terapia a bersaglio molecolare bloccando la replicazione cellulare (azione che dà il nome a questa molecola) e soprattutto la secrezione ormonale responsabile dei sintomi lamentati dai pazienti. Tuttavia nel tempo queste neoplasie tendono a sdifferenziare, facendo perdere efficacia a questo trattamento. Rispetto all'Octreoscan i radioligandi attualmente utilizzati in PET ed in terapia (marcati con ittrio-90 e lutezio -177) presentano un chelante per questi radioisotopi (il

DOTA) che crea con questi complessi molto più stabili. Tali sostanze una volta iniettate tendono a venir filtrate dal glomerulo renale e a essere riassorbite a livello del tubulo contorto prossimale. Questo meccanismo porta ad un accumulo di queste sostanze a livello del rene; pertanto è questo l'organo che rischia maggiormente di essere irradiato durante questo tipo di trattamenti (a tale livello non dovrebbe mai essere superata la dose di 25 Gray; uno studio dosimetrico pre-terapia è quindi raccomandato). La marcatura con lutezio (radionuclide che emette anche raggi gamma) consente di valutare l'irradiazione renale ed a carico delle metastasi anche durante il trattamento. L'infusione endovena di aminoacidi con carica positiva (di solito 400 mg/Kg di lisina ed arginina in 2 litri di soluzione fisiologica ed entro 4 ore) è inclusa in tutti i protocolli di trattamento radiorecettoriale in quanto riduce molto l'uptake renale di queste molecole (questi aminoacidi competono a livello renale con i trasportatori che riassorbono i radiopeptidi). Anche i pazienti con esteso interessamento del fegato da parte della malattia devono essere valutati con molta attenzione prima di procedere col trattamento, in quanto l'irradiazione eccessiva di tale organo può causare un'epatite fulminante. L'esteso interessamento del midollo osseo può indurre anche anemia, leucopenia e/o piastrinopenia con lo stesso meccanismo. Il tasso di risposta al trattamento radiometabolico è pari circa al 30%, ben superiore a quello ottenibile trattando con gli analoghi "freddi" (2-7%). Anche la sopravvivenza è notevolmente incrementata in un grosso studio su 500 pazienti (mediana pari a 46 mesi dall'inizio del trattamento)[13].

Note

1. ^ (EN) Sze Ting Lee, Harshad R. Kulkarni e Aviral Singh, *Theranostics of Neuroendocrine Tumors*, in *Visceral Medicine*, vol. 33, n. 5, 2017, pp. 358–366, DOI:10.1159/000480383. URL consultato il 24 giugno 2018.
2. ^ Volterrani, 2010, Tecniche diagnostiche nello studio dei tumori neuroendocrini, p.674.
3. ^ *Iodoprofilassi per l'uso di radiofarmaci a base di radioiodio* (PDF), su *aimn.it*.
4. (EN) Emilio Bombardieri, Francesco Giammarile e Cumali Aktolun, *131I/123I-Metaiodobenzylguanidine (mIBG) scintigraphy: procedure guidelines for tumour imaging*, in *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 37, n. 12, 1º dicembre 2010, pp. 2436–2446, DOI:10.1007/s00259-010-1545-7. URL consultato il 26 dicembre 2017.
5. *Raccomandazioni Procedurali AIMN – Scintigrafia con MIBG – Vrs. 01/2017* (PDF), su *aimn.it*.
6. ^ Volterrani, 2010, Tecniche diagnostiche nello studio dei tumori neuroendocrini, p.678.
7. ^ Volterrani, 2010, Tecniche diagnostiche nello studio dei tumori neuroendocrini, p.675.
8. ^ Volterrani, 2010, Tecniche diagnostiche nello studio dei tumori neuroendocrini, p.677.
9. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 352-354.
10. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 684.
11. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 684-688.
12. AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 690-691.
13. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 354-358.

Bibliografia

- Volterrani, Duccio., Mariani, Giuliano. e Erba, Paola Anna., *Fondamenti di medicina nucleare : tecniche e applicazioni*, Springer, 2010, ISBN 9788847016859, OCLC 701368943.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Teranostica_dei_tumori_neuroendocrini&oldid=119997697"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 18 apr 2021 alle 13:41.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche**, abbreviata spesso in **TARE** (*TransArterial RadioEmbolization* in inglese) è una tecnica di medicina nucleare utilizzata per il trattamento delle neoplasie primitive epatiche (epatocarcinoma) e delle metastasi epatiche (spesso date dal carcinoma del colon-retto) non trattabili chirurgicamente con intento radicale o anche con intento neoadiuvante o adiuvante alla resezione chirurgica ed al trapianto di fegato. Tale tecnica si affianca ad altre metodiche palliative costituite dalla chemioembolizzazione (TACE), dalla radioterapia, dalla termoablazione con radiofrequenze e dalla terapia target con inibitori delle tirosina chinasi (sorafenib).

Le lesioni neoplastiche primitive e secondarie del fegato sono spesso caratterizzata da un'incrementata vascolarizzazione arteriosa data da rami dell'arteria epatica, molto maggiore rispetto a quella del parenchima circostante. Sfruttando questo principio è possibile iniettare all'interno del vaso afferente alla lesione da trattare delle sostanze che possono bloccare il flusso di sangue (embolizzazione) in maniera selettiva a livello del distretto da trattare (nella chemioembolizzazione le sostanze utilizzate sono anche dei chemioterapici). A questo principio, che è la base della chemioembolizzazione, metodica effettuata dal radiologo interventista, è possibile associare anche l'emissione di radiazioni ionizzanti a breve raggio d'azione (particelle beta meno) utilizzando nel trattamento delle microsfere di vetro (nome commerciale: TheraSphere) o resina (nome commerciale: Sir-Spheres) al cui interno è stato aggiunto dell'ittrio-90 (^{90}Y). Queste sfere, una volta in sede, cederanno al tessuto da trattare un'alta dose di radiazioni, portandolo alla necrosi (terapia radiometabolica). In passato, al posto delle sfere, si usava con lo stesso principio lo ^{131}I-Lipiodol (una sostanza utilizzata per la chemioembolizzazione marcata con l'isotopo 131 dello iodio, beta emittente). Questo approccio dovrebbe garantire una maggiore efficacia terapeutica rispetto alla chemioembolizzazione e ridurne gli effetti collaterali.

Indice

Differenze fra i due tipi di microsfere

Meccanismo d'azione

Controindicazioni al trattamento

Procedura

Effetti collaterali

Bibliografia

Differenze fra i due tipi di microsfere

Le microsfere in resina sono costituite da un polimero acrilico, hanno un diametro che varia dai 20 ai 60 micron e l'ittrio-90 è legato a questa sostanza tramite dei gruppi carbossilici. Le microsfere in vetro presentano un diametro minore (20-30 micron), l'ittrio al loro interno è stato fuso col vetro durante la loro sintesi e successivamente attivato in un reattore nucleare, ed il flacone con cui sono fornite non è frazionabile prima

della somministrazione. Le microsfere in vetro presentano inoltre una radioattività maggiore per singola unità rispetto a quelle di resina, quindi danno una minor embolizzazione, ma anche forse una distribuzione meno uniforme e più influenzata dalla forza di gravità.

Meccanismo d'azione

Una lesione di epatocarcinoma grande almeno 2 centimetri di solito è vascolarizzata per almeno l'80% del flusso ematico dall'arteria epatica (il fegato normale riceve l'80% del suo afflusso di sangue dalla vena porta). La vascolarizzazione delle metastasi è invece molto variabile, anche in funzione dell'istotipo d'origine. Appaiono meno vascolarizzate quelle ad origine dal colon-retto, dal pancreas e dalla mammella, mentre ipervascolarizzazione si osserva spesso in quelle di origine renale, neuroendocrina e tiroidea.

Prima del trattamento con microsfere è sempre opportuno eseguire una scintigrafia iniettando nello stesso vaso utilizzato poi per l'eventuale trattamento dei macroaggregati di albumina marcati con tecnezio 99 metastabile (^{99m}Tc-MAA) ed acquisendo successivamente delle immagini di torace ed addome con una gamma camera (usando anche la metodica SPECT, da abbinare ad immagini TC acquisite in contemporanea con macchina SPECT/TC o coregistrate). Queste immagini sono fondamentali per escludere la presenza di shunt arteriosi che possono portare ad irradiazione inappropriata (a cui può seguire necrosi) di porzioni di organi sensibili come il polmone, il duodeno, lo stomaco, l'intestino o la cistifellea. La metodica produce il suo effetto soprattutto grazie all'emissione di particelle beta, in quanto il potere embolizzante delle sfere è basso, e la distribuzione dei macroaggregati marcati vista in scintigrafia riflette abbastanza fedelmente quella che poi si osserverà con le sfere nelle immagini di follow up post trattamento (sebbene le dimensioni dei macroaggregati siano un po' diverse da quelle delle sfere). Le immagini nel post-trattamento sono eseguibili sia mediante scintigrafia, usando come sorgente gamma i fotoni prodotti dall'effetto Bremsstrahlung, sia mediante la PET, sfruttando la debole emissione in positroni dell'ittrio-90.

Controindicazioni al trattamento

Controindicazioni assolute al trattamento sono la gravidanza, l'allattamento e l'aspettativa di vita minore di un mese (in quanto la terapia non avrebbe tempo di agire).

Controindicazioni relative sono: un punteggio della Classificazione di Child-Pugh maggiore di B7, un esteso coinvolgimento sia epatico sia extraepatico da parte della malattia, l'insufficienza renale acuta o grave (clearance della creatinina < 30 ml/min), l'insufficienza respiratoria acuta o grave, tutte le controindicazioni alla cateterizzazione epatica (disturbi della coagulazione, allergia al mezzo di contrasto, ecc...), ascite, insufficienza epatica o respiratoria clinicamente rilevante, anomalie vascolari che possano causare reflusso delle microsfere dopo la loro iniezione, shunt polmonare rilevato alla scintigrafia pre-trattamento (maggiore del 20% di tutti i macroaggregati iniettati per le microsfere di resina o di 610 MBq da ittrio-90 per quelle di vetro), trattamento con capecitabina negli ultimi due mesi o in pianificazione (solo resina), trombosi venosa della vena porta (solo resina), shunt dei macroggregati in sede extralesionale (rilevati sia durante l'angiografia sia mediante la scintigrafia previsionale) non correggibili dal radiologo interventista (controindicazione relativa è inoltre la radioterapia su quasi tutto il parenchima epatico). La somministrazione di farmaci inibitori dell'angiogenesi può dare complicanze nel post-trattamento.

Procedura

Prima di eseguire la procedura deve essere eseguita una TC dell'addome com mezzo di contrasto per visualizzare le lesioni da trattare e la loro vascolarizzazione. Fatto ciò in sala angiografica il radiologo interventista posiziona il catetere arterioso in arteria epatica ed embolizza tutti gli shunt a partenza dal ramo arterioso che irrora le lesioni da trattare. Nella stessa sede sono quindi iniettati i macroaggregati marcati con

tecnezio ed il paziente è trasferito in medicina nucleare per acquisire le immagini, sia planari sia SPECT. Tenendo conto di questi dati il medico nucleare controlla che alla scintigrafia non siano presenti depositi di macroaggregati in sede extraepatica (segno di shunt aperti) e, se questi non sono presenti, pianifica il trattamento decidendo quale attività somministrare (utilizzando dei metodi forniti dalla ditta o ricavandola da appositi modelli matematici), che verrà ordinata al produttore delle microsfere per la successiva somministrazione in una seconda seduta angiografica (previo ricontrollo del posizionamento del catetere e dell'assenza di shunt da parte del radiologo interventista). Dopo il trattamento vengono quindi acquisite le immagini scintigrafiche sfruttando i fotoni di Bremsstrahlung o PET sfruttando l'emissione in positroni dell'ittrio. Il paziente viene quindi ricoverato in degenza protetta e tenuto sotto osservazione fino alla dimissione.

Effetti collaterali

I pazienti trattati possono presentare astenia, dolore addominale, nausea, febbre e transitorio incremento delle transaminasi.

Possono verificarsi anche effetti collaterali gravi in seguito all'irradiazione accidentale di tessuti non target (polmonite da raggi, gastrite da raggi, ulcera gastrica, emorragia gastrointestinale, pancreatite, colecistite) o eccessiva del fegato sano (epatite, ipertensione portale, cirrosi epatica, radionecrosi di un segmento epatico, insufficienza epatica)

Bibliografia

Linee Guida (http://eanm.org/publications/guidelines/EANM_liver_treatment_guidelines_2012.pdf) dell'European Association of Nuclear Medicine (EAMN) per la radioembolizzazione intrarteriosa delle lesioni primitive e delle metastasi epatiche.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radioembolizzazione_intrarteriosa_delle_neoplasie_primitive_e_delle_metastasi_epatiche&oldid=117756589"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 5 gen 2021 alle 10:24.

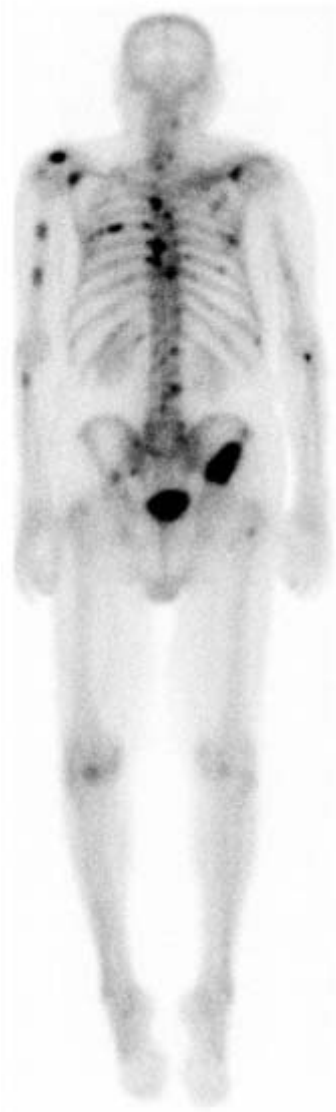
Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Terapia radiometabolica delle metastasi ossee

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **terapia radiometabolica delle metastasi ossee** è una metodica di radioterapia e medicina nucleare. Le metastasi ossee sono molto frequenti negli stadi avanzati delle patologie tumorali. Le complicanze maggiori sono il dolore, le fratture patologiche, la compressione radicolare e/o midollare e l'ipercalcemia.

Il trattamento del dolore osseo da metastasi è un trattamento multidisciplinare che utilizza varie opzioni terapeutiche anche in combinazione: chirurgia, radioterapia, chemioterapia, terapia antalgica, ormonoterapia, terapia con bifosfonati, terapia con anticorpi monoclonali anti RANK-ligando (denosumab) e terapia radiometabolica. Il primo approccio di solito utilizza farmaci antinfiammatori non steroidei (FANS) per poi passare a terapie più potenti (farmaci oppioidi). La chirurgia e la radioterapia sono invece utilizzate in caso di lesioni isolate. In caso di interessamento diffuso dello scheletro sono utilizzabili i difosfonati, il denosumab e la terapia radiometabolica con farmaci osteotropi. Queste ultime sostanze si legano all'osso in modo del tutto simile ai radiofarmaci utilizzati nella scintigrafia ossea. Le sostanze di tale categoria più utilizzate in queste terapie sono il ^{153}Sm-EDTMP, il ^{186}Re-HEDP, lo $^{89}SrCl_2$ e recentemente il $^{223}RaCl_2$. Questi trattamenti sono quindi utilizzabili sia per trattare sia metastasi *osteoaddensanti* (come quelle da carcinoma prostatico, dove c'è apposizione di osso nel loro contesto) sia metastasi *miste* (con aree litiche, dove l'osso viene eroso, frammiste ad aree addensate come avviene nel carcinoma mammario). Il meccanismo d'azione di questi farmaci non è ancora del tutto chiarito, ma sembra che l'irradiazione dei tessuti metastatici comporti una diminuzione del rilascio di sostanze chimiche che provocano il dolore in tale sede da parte sia delle cellule infiammatorie sia di quelle neoplastiche. Altro contributo sembra essere dato dalla riduzione dell'edema periostale[1].



La scintigrafia ossea mostra metastasi alle ossa provenienti da un tumore alla prostata. La positività delle lesioni dolorose a questo esame è fondamentale nel determinare l'efficacia del trattamento radiometabolico

Indice

Indicazioni e controindicazioni
Indicazioni al trattamento con Radio-223
Radiofarmaci impiegati
Effetti del trattamento
Note
Bibliografia
Voci correlate

Indicazioni e controindicazioni

Tali trattamenti sono indicati per alleviare il dolore provocato da metastasi scheletriche di natura osteoblastica di qualsiasi natura (più spesso da tumore della prostata o della mammella) già dimostrate mediante scintigrafia ossea. Le controindicazioni assolute al trattamento sono la gravidanza e l'allattamento (il radiofarmaco è in grado di raggiungere il feto e il neonato), l'insufficienza renale (GFR < 30, in quanto questi radiofarmaci sono nefrotossici), un'aspettativa di vita minore di un mese (il trattamento non avrebbe tempo sufficiente per dare un effetto), piastrine sotto il valore di 60000/microlitro, leucociti sotto quello di 2500/microlitro, rischio imminente di frattura patologica, compressione midollare o coagulazione intravascolare disseminata, eventuali allergie al farmaco stesso. Le controindicazioni relative consistono nella presenza di interessamento metastatico extrascheletrico predominante, interessamento midollare diffuso (quadro di superscan, in tali casi valutare il rischio di eventuale mielotossicità), piastrine fra 60000 e 100000/microlitro[2].

Indicazioni al trattamento con Radio-223

Il trattamento con Radio-223 cloruro è riservato alla sola neoplasia prostatica resistente alla castrazione, dopo aver effettuato almeno 2 trattamenti di prima linea, in pazienti che non presentano metastasi viscerali e che presentano multiple metastasi ossee (meglio se più di sei) rilevate mediante scintigrafia.

Prima del trattamento è opportuno eseguire anche un emocromo, una misura del PSA e della fosfatasi alcalina; quest'ultimo enzima e quello che meglio correla con la risposta al trattamento, in quanto il PSA spesso presenta rialzi reattivi (*flare*); tuttavia un aumento repentino del PSA deve far sospettare la presenza di metastasi viscerali. È bene anche eseguire una TC o una RM del rachide per escludere lesioni a rischio di dare in seguito al trattamento fratture patologiche con compressione midollare.

L'associazione fra il trattamento con il radio è quello a base di abiraterone è controindicata in quanto è dimostrato che aumenta il rischio di fratture. Non è stato dimostrato un incremento della frequenza di questo effetto collaterale usando in contemporanea l'enzalutamide, i difosfonati, il desonumab ed il docetaxel (tuttavia quest'ultimo può influire sul quadro ematologico in alcuni pazienti).

Radiofarmaci impiegati

Il ^{153}Sm-EDTMP è un difosfonato marcato con un isotopo beta-emittente che presenta capacità di legame simile ai difosfonati utilizzati per la scintigrafia ossea. Una volta iniettato è rimosso rapidamente dal circolo sanguigno (dopo un'ora dalla somministrazione se ne trova nel sangue meno dell'1% della quantità somministrata); il 60% del totale si deposita a livello scheletrico e il restante 40% è eliminato con le urine nelle prime 10-12 ore. Un altro difosfonato dagli effetti simili, il ^{186}Re-HEDP, presenta un legame pari al 40% della dose somministrata allo scheletro ed è eliminato dal sangue nelle prime 8 ore.

Lo stronzio 89 è in grado di legarsi all'osso senza la necessità di una molecola *carrier* in quanto è un metallo alcalino-terroso; appartiene cioè allo stesso gruppo chimico del calcio, con cui condivide il metabolismo osseo. Il farmaco è commercializzato sotto forma di cloruro ($^{89}SrCl_2$); anche tale sostanza è rapidamente eliminata dal circolo sanguigno per via urinaria e il 50% della dose somministrata si lega all'osso.

Il Radio 223 (anch'esso commercializzato come cloruro, $^{223}RaCl_2$) è un metallo alcalino-terroso e presenta anch'esso un metabolismo simile a quello del calcio; emette particelle alfa ad alta energia in una serie di decadimenti a catena. Tale sostanza, al contrario delle precedenti, è eliminata per via intestinale; quindi non presenta i problemi legati alla tossicità renale, ma può portare all'insorgere di diarrea, di solito di modesta entità, per danno della mucosa che ricopre l'intestino. Il radio può dare anche astenia (per irradiazione del midollo, ma meno intensa rispetto a quella data dai farmaci beta-emittenti) e raramente costipazione.

Nella pagina generale sulla terapia radiometabolica sono elencate le caratteristiche fisiche degli isotopi qui descritti. La somministrazione di questi farmaci avviene per via endovenosa previa idratazione del paziente e secondo protocolli specifici in cui sono definite le dosi e le modalità di somministrazione (dose singola per i difosfonati, 4 dosi ripetute a distanza di un mese per lo stronzio, di norma 55 kBq/kg per il radio-223 in 6 somministrazioni).

I difosfonati inoltre sono marcati con radioisotopi che presentano anche un'emissione gamma; per tale ragione è anche possibile eseguire indagini scintigrafiche dopo la loro somministrazione per valutarne la distribuzione nell'organismo (anche il radio-223 presenta una debole emissione gamma che può consentire di eseguire un imaging analogo, che però di norma non è eseguito in quanto tale emissione è molto debole). Ciò si può anche fare con lo stronzio sfruttando l'emissione x prodotta per frenamento delle particelle beta nei tessuti del paziente (effetto Bremsstrahlung). La ristaziazione scintigrafica dopo il trattamento è bene effettuarla ad almeno 3-6 mesi di distanza per evitare attivazioni reattive delle lesioni (*flare*)[3].

Effetti del trattamento

La palliazione del dolore come già esposto presenta un periodo di latenza dal momento della somministrazione del radiofarmaco. Questa latenza è di solito più breve per i difosfonati rispetto allo stronzio 89, in quanto i radioisotopi con cui sono marcati presentano un'emivita più breve. Non si sono comunque rilevate differenze significative nell'effetto palliativo fra le 2 categorie di farmaci. Il 65-75% dei pazienti trattati ottiene un beneficio dal trattamento (nel 25-35% dei casi il dolore *scompare* e nel 40-50% dei casi si riduce). L'effetto palliativo dura dai 2 ai 4 mesi dopo la somministrazione dei difosfonati e da 3 a 6 mesi dopo la somministrazione di ^{89}Sr.

Sono stati inoltre segnalati casi in cui la terapia radiometabolica ha portato anche a regressione temporanea delle metastasi scheletriche. Recenti studi condotti per verificare l'efficacia terapeutica del Radio 223 hanno mostrato un aumento della sopravvivenza nei soggetti trattati che presentavano resistenza all'ormonoterapia.

In circa il 10% dei soggetti trattati si può osservare nelle prime 72 ore dopo l'infusione un transitorio aumento del dolore (effetto *flare*) trattabile con analgesici. Tale fenomeno è da molti considerato un indice di buona risposta alla terapia.

La mielosoppressione, se si manifesta, compare di solito dopo 3-5 settimane dalla somministrazione se si utilizzano i difosfonati (e scompare dopo 8); con lo stronzio 89 tale effetto si verifica in genere più tardivamente a 12-16 settimane. Tale fenomeno è più comune nei pazienti con più diffuso interessamento midollare o già chemiotrattati.

In caso di ricomparsa del dolore il paziente può essere ritrattato se le condizioni ancora lo consentono e a ragionevole distanza di tempo (6-8 settimane per i difosfonati, 12 settimane per lo stronzio 89). Di solito l'effetto rimane analogo nel tempo, ma può anche diminuire in intensità e/o durata[4].

Note

1. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 341-342.
2. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 342-343.
3. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 344-345.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 345-347.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.
- (**EN**) Review (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24791151) sull'efficacia terapeutica del radio 223.

Voci correlate

- medicina nucleare
- scintigrafia ossea
- terapia radiometabolica

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Terapia_radiometabolica_delle_metastasi_ossee&oldid=104657558"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 4 mag 2019 alle 21:53.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Radiosinoviortesi

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **radiosinoviortesi** è una terapia radiometabolica (eseguita da un medico nucleare) effettuata iniettando in un'articolazione dei radiocolloidi marcati con isotopi radioattivi emittenti particelle beta meno. Questa procedura introdotta già nel 1952, nel 1968 è stata denominata "radiosinoviortesi" significando: restauro (ortesi) della membrana sinoviale con radiofarmaci.[1] Lo scopo di questa terapia palliativa, effettuata per trattare alcune artropatie infiammatorie croniche, è distruggere il tessuto sinoviale ipertrofico mediante un'elevata dose di radiazioni ad alto LET rilasciata localmente. Questo porta ad una riduzione del dolore e dell'impotenza funzionale dati da queste patologie.[2]

Indice

Indicazioni
Meccanismo d'azione
Radiofarmaci disponibili
Esecuzione del trattamento
Controindicazioni
Efficacia
Note
Bibliografia

Indicazioni

La radiosinoviortesi è indicata nel trattamento palliativo di:

- artrite reumatoide
- artrite psoriasica
- osteoartrite
- artrite secondaria ad emartro nei pazienti emofilici
- artrite da pirofosfati cronica
- sinovite villo-nodulare pigmentata

Meccanismo d'azione

I radiocolloidi vengono iniettati direttamente in articolazione mediante un ago e successivamente fagocitati dalle cellule sinoviali più superficiali che vengono quindi distrutte dalla radiazione emessa dalla sostanza iniettata. L'energia delle particelle beta emesse (dipendente dall'isotopo utilizzato) condiziona la loro profondità di penetrazione nella membrana sinoviale, ed influisce quindi sull'efficacia del trattamento. Di solito, isotopi con energia maggiore (come L'ittrio-90) sono usati per trattare quindi grosse articolazioni; mentre isotopi ad

energia più bassa (renio-186 ed erbio-169) si usano per le articolazioni più piccole. La dimensione delle particelle colloidali e l'emivita dell'isotopo sono inoltre importanti nel determinare la ritenzione del radiofarmaco in articolazione. Particelle troppo grandi possono portare alla formazione di tessuto di granulazione, se troppo piccole invece possono diffondere nell'organismo. L'emivita dell'isotopo inoltre deve essere compatibile col tempo di ritenzione delle particelle in articolazione.

Radiofarmaci disponibili

I colloidi a base di Ittrio-90 (silicato e citrato) sono di solito utilizzati per trattare l'articolazione del ginocchio con attività da 185 a 222 MBq. Il Renio-186 di solito si usa per spalla, gomito, polso, anca ed articolazioni matacarpali e metatarsali, con attività variabile a seconda del distretto. L'erbio-169 di solito si usa invece per trattare le piccole articolazioni di mani e piedi (metacarpo-falangee, metatarso-falangee ed interfalangee) con attività a singola somministrazione variabili da 10 ad 80 MBq (ed attività cumulative non oltre i 555 MBq).[3]

Esecuzione del trattamento

L'iniezione intra-articolare va eseguita sotto guida ecografica o fluoroscopica, evitando di rilasciare radiofarmaco nei tessuti molli extra-articolari (che, in tal caso, possono andare anche in necrosi. In molti casi per ridurre l'infiammazione data dall'azione delle radiazioni vengono anche iniettati dei corticosteroidi. Di solito si esegue uno studio scintigrafico nel post-trattamento per verificare la corretta iniezione nello spazio intra-articolare. Per le articolazioni di medie dimensioni è anche possibile eseguire un'artrografia previsionale usando un colorante. Il trattamento può essere ripetuto dopo almeno 6 mesi (tempo necessario perché la terapia si dimostri efficace).[3]

Controindicazioni

Il trattamento è controindicato in gravidanza, durante l'allattamento e nell'artrite settica.

Efficacia

Nei pazienti con artrite reumatoide non responsiva agli altri trattamenti medici il tasso di successo della terapia radiometabolica si attesta fra il 60 e l'80%.[3]

Note

1. ^ Volterrani, 2010, Radiosinoviortesi, p.358.
2. ^ F. Delbarre, J. Cayla e C. Menkes, *[Synoviorthesis with radioisotopes]*, in *La Presse Medicale*, vol. 76, n. 22, 4 maggio 1968, pp. 1045–1050. URL consultato il 22 giugno 2018.
3. Volterrani, 2010, Radiosinoviortesi, p.360.

Bibliografia

- Volterrani, Duccio., Mariani, Giuliano. e Erba, Paola Anna., *Fondamenti di medicina nucleare : tecniche e applicazioni*, Springer, 2010, ISBN 9788847016859, OCLC 701368943.
- Mödder, Gynter., *Die Radiosynoviorthese : nuklearmedizinische Gelenktherapie (und -diagnostik) in Rheumatologie und Orthopädie*, CIS Diagnostik, 1995, ISBN 3930376032, OCLC 75778614.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radiosinoviortesi&oldid=115572285"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 18 set 2020 alle 10:01.

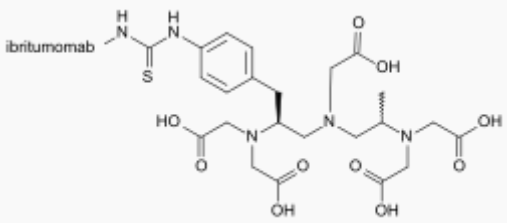
Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Radioimmunoterapia dei linfomi

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **radioimmunoterapia** è una terapia radiometabolica che può essere somministrata dal medico nucleare ai pazienti affetti da **linfomi** a cellule B che esprimano in membrana il recettore CD20 specifico per queste cellule.[1][2][3] Tale trattamento è solitamente effettuato mediante l'anticorpo monoclonale Ibritumomab tiuxetan marcato con ittrio-90; un isotopo radioattivo emittente particelle beta meno, che consente la selettiva distruzione del tessuto linfomatoso mediante la sua irradiazione con una dose elevata di radiazioni a basso LET (con risparmio dei tessuti sani). La capacità dell'anticorpo di legarsi in modo specifico ad un antigene associato al linfoma aumenta la dose somministrata alle cellule tumorali riducendo la dose nei tessuti normali. Tale trattamento è di solito riservato per le forme di malattia resistenti all'immunoterapia convenzionale a base di rituximab (un anticorpo anti-CD 20 "freddo"; cioè non marcato con un isotopo radioattivo) di istotipo follicolare o trasformato. L'ittrio-90, non emettendo raggi gamma, non consente di eseguire *imaging* durante il trattamento. Di norma non è nemmeno effettuato l'*imaging* di bremsstrahlung per via della bassa qualità delle immagini. In letteratura la distribuzione dell'anticorpo nell'organismo è stata studiata marcandolo con Indio-111 (un isotopo emittente raggi gamma), ma tale operazione di solito non è effettuata in clinica[4].

Radioimmunoterapia dei linfomi



Formula chimica dell'Ibritumomab tiuxetan, un anticorpo monoclonale specifico per il linfoma non-Hodgkin.

Classificazione e risorse esterne	
ICD-9-CM	92.28
MeSH	D016499 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D016499)

Indice

- Controindicazioni al trattamento
- Modalità di trattamento
- Effetti Collaterali
- Efficacia del trattamento
- Note
- Bibliografia

Controindicazioni al trattamento

- interessamento midollare da parte della malattia superiore al 25% stimato mediante biopsia osteomidollare (BOM) per il rischio di pancitopenia da eccessiva irradiazione del midollo[5].
- precedente trapianto di cellule staminali ematopoietiche
- piastrinopenia (piastrine < 100000/microlitro) o neutropenia (neutrofili<1500/microlitro)

- ipocellularità midollare (<15% alla BOM)
- precedente radioterapia a fasci esterni su più del 25% del volume midollare
- gravidanza (usare metodi contraccettivi fino a 12 mesi dopo il trattamento)
- allattamento (deve essere interrotto se iniziato)
- positività per anticorpi anti-murini (HAMA) per il rischio di reazioni anafilattiche e di inefficacia del trattamento per inattivazione del principio attivo

Modalità di trattamento

Di solito si somministra un'attività di circa 15 MBq/Kg fino ad un massimo di 1200 MBq. In presenza di piastrinopenia o neutropenia di solito si riduce ad 11 MBq/Kg. Prima di somministrare l'anticorpo "caldo" (radioattivo) per 8 giorni si somministrano 250 mg/m^2 di rituximab (anticorpo "freddo"). All'ottavo giorno si somministra l'anticorpo "caldo" dopo 1-2 ore dalla somministrazione di quello "freddo". La pre-somministrazione di rituximab è sufficiente ad occupare i recettori CD20 presenti sulle cellule sane, ma non è sufficiente a fare lo stesso su quelle tumorali che lo iper-esprimono (in tal modo si aumenta la selettività del trattamento, riducendo così i suoi effetti collaterali)[6].

Effetti Collaterali

L'unico effetto collaterale degno di nota è la tossicità midollare dovuta all'irradiazione del midollo osseo. Tale effetto è maggiore se esiste un esteso interessamento midollare da parte della malattia o se è già presente deficit della funzione midollare. Di solito questa tossicità è reversibile. Il *nadir* del livello di cellule circolanti di solito si ha dopo 7-8 settimane. Gli altri eventi avversi sono di solito legati alla somministrazione del rituximab[7].

Efficacia del trattamento

Nell'80% dei pazienti si ottiene una risposta al trattamento (completa nel 30% dei casi) con durata fino ad 86 mesi ed una mediana di 26. Tale remissione è più frequente e duratura rispetto a quella data dal trattamento con rituximab. Dai dati in letteratura sembra evincersi che ripetere il trattamento non ne pregiudica l'efficacia[8].

Note

1. ^ Arati V. Rao, Gamal Akabani e David A. Rizzieri, *Radioimmunotherapy for Non-Hodgkin's Lymphoma*, in *Clinical Medicine & Research*, vol. 3, n. 3, 2005-8, pp. 157–165. URL consultato il 22 giugno 2018.
2. ^ Caroline Bodet-Milin, Ludovic Ferrer e Amandine Pallardy, *Radioimmunotherapy of B-Cell Non-Hodgkin's Lymphoma*, in *Frontiers in Oncology*, vol. 3, 2013, pp. 177, DOI:10.3389/fonc.2013.00177. URL consultato il 22 giugno 2018.
3. ^ Niklaus G. Schaefer, Peng Huang e Julia W. Buchanan, *Radioimmunotherapy in Non-Hodgkin Lymphoma: Opinions of Nuclear Medicine Physicians and Radiation Oncologists*, in *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, vol. 52, n. 5, 2011-5, pp. 830–838, DOI:10.2967/jnumed.110.085589. URL consultato il 22 giugno 2018.
4. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 347-348.
5. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 350-351.
6. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 351.
7. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 351-352.
8. ^ AA.VV., *Fondamenti di Medicina Nucleare*, Springer, p. 352.

Bibliografia

- Duccio Volterrani, Paola Anna Erba e Giuliano Mariano, *Fondamenti di medicina nucleare. Tecniche e applicazioni*, Springer Verlag, 2010, ISBN 9788847016842.

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radioimmunoterapia_dei_linfomi&oldid=114273156"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta l'11 lug 2020 alle 09:19.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI

WIKIPEDIA

Radiomica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Per **radiomica** si intende l'analisi delle immagini mediche volta ad ottenere, tramite opportuni metodi matematici e l'uso dei computer, informazioni di tipo *quantitativo* da queste non rilevabili tramite la loro semplice osservazione visiva da parte dell'operatore.[1]

La radiomica nasce per sviluppare strumenti di supporto decisionale ed implica la combinazione di dati ricavati dall' *imaging* medicale con altre caratteristiche del paziente, quando disponibili, per aumentare la potenza dei modelli di supporto decisionale. I dati quantitativi estratti dalle immagini possono venir integrati in modelli predittivi multidisciplinari per la gestione del paziente, anche mediante l'utilizzo di metodiche di machine learning e di intelligenza artificiale. In genere le immagini biomediche contengono informazioni che riflettono la fisiopatologia sottostante e queste relazioni possono essere rivelate tramite l'analisi quantitativa dell'immagine. La radiomica comporta la gestione delle immagini mediche digitali sotto forma di grandi matrici di dati con lo scopo di estrarre un elevato numero di caratteristiche morfologiche e predittive mediante algoritmi e metodi più o meno automatici.[1] Queste caratteristiche morfologiche e predittive, possono essere suddivise in diversi gruppi: dimensioni e caratteristiche basate sulla morfologia, descrittori delle relazioni tra i pixel o voxel che compongono l'immagine. Le definizioni matematiche di queste relazioni, chiamate "descrittori", sono indipendenti dalla modalità di imaging. In genere mostrano come i valori numerici presenti all'interno delle immagini siano distribuiti spazialmente all'interno del tessuto studiato.[2][3] Questo tipo di analisi è perciò spesso anche denominata **analisi della tessitura** o **texture analysis**.[4][5] La distribuzione nello spazio dei valori di grigio (ad ogni intensità di grigio in un'immagine digitale in bianco e nero corrisponde un valore numerico ben preciso) nelle strutture esaminate con queste tecniche è influenzata da diversi fattori, che dipendono dal tipo di metodica utilizzata per ottenere le immagini. Nelle immagini TC ad esempio l'intensità delle immagini è proporzionale alla radiopacità dei tessuti. La distribuzione nello spazio di questo parametro, all'interno di una lesione tumorale, può essere ad esempio influenzata dalla presenza di necrosi o di calcificazioni; tutti parametri che possono essere correlati con l'aggressività della malattia.

Informazioni di tipo differente possono essere ottenute usando la stessa matematica di base anche analizzando immagini ecografiche[6], di risonanza magnetica[7][8] o ottenute mediante la PET[9] e la SPECT.[10] Mentre le immagini ottenute mediante tecniche di radiodiagnostica hanno come grosso vantaggio l'elevata risoluzione (che consente di campionare tanti voxel o pixel, fornendo un'elevata numerosità nella stima dei descrittori, che sono variabili di tipo statistico), le tecniche medico-nucleari hanno tendenzialmente una migliore risoluzione di contrasto e consentono di studiare più in dettaglio i processi biologici a carico delle lesioni sospette; tuttavia la bassa risoluzione spaziale di queste ultime metodiche può costituire un problema nello studio delle lesioni di piccole dimensioni.

In letteratura ed in oncologia, spesso i descrittori ottenuti utilizzando queste tecniche sono stati correlati con l'analisi genetica delle lesioni valutate mediante le immagini prima della loro asportazione; rilevando come in molti casi la differente struttura di queste correli con differenti mutazioni a carico delle cellule tumorali che le costituiscono. Tale approccio è denominato *radiogenomica*.

Indice

La matematica alla base della texture analysis
Texture di primo ordine

Texture di ordine superiore
Grey Level Co-occurrence Matrix
Gruppo del contrasto
Descrittori legati all'ordine
Descrittori statistici della GLCM
Neighborhood Grey-Level Difference Matrix
Grey-Level Run Length Matrix
Grey-Level Zone Length Matrix
Texture map
Note
Bibliografia

La matematica alla base della texture analysis

I descrittori delle texture possono essere calcolati a partire dai valori *nativi* delle immagini. In tali casi si parla di *texture di primo ordine* ed il calcolo dei vari descrittori è effettuato a partire dall'istogramma che in ascissa presenta i singoli valori di grigio presenti nella regione studiata, mentre in ordinata il numero di volte che questi compaiono in essa. Descrittori che invece analizzano i rapporti fra due o più pixel/voxel dell'immagine sono definiti di *secondo*, *terzo* o di ordini superiori a seconda del numero di elementi presi in considerazione. In questi ultimi casi le immagini non sono analizzate direttamente, ma da queste vengono invece ricavate della matrici che sono poi analizzate usando appositi descrittori.

Texture di primo ordine

Sono ricavate a partire dall'istogramma che descrive la distribuzione dei valori di grigio all'interno della lesione. I descrittori ricavabili sono i seguenti:

- il valore *massimo* di intensità, che corrisponde al valore più alto presente a livello della regione studiata. Tale parametro è quello più comunemente utilizzato in PET clinica (esprimendo l'immagine come una mappa di SUV, cioè Standardized Uptake Value, il cui calcolo è descritto nella relativa voce) ed è espressione, nel caso si utilizzi il fluorodesossiglucosio come radiofarmaco, dell'aggressività delle lesioni, in quanto rappresenta il punto col maggior metabolismo glicidico nella regione esaminata. Tale metabolismo correla direttamente con l'aggressività della malattia. Ha inoltre l'enorme vantaggio di essere l'unico parametro quasi operatore-indipendente, oltre che intuitivo. Come pecca principale ha la sua enorme variabilità. Inoltre non riflette direttamente la struttura interna della lesione studiata.
- Il valore *minimo* di intensità
- Il valore *medio* di intensità, che da un'idea generale del comportamento della lesione
- La deviazione standard delle intensità, che correla con la disomogeneità delle lesioni
- La simmetria, che riflette quanto i valori sono simmetrici nell'istogramma (dividendolo idealmente a metà fra i valori alti e quelli bassi)
- La kurtosi che indica quanto l'istogramma differisce da una distribuzione normale
- L'entropia che indica il grado di disordine nella lesione (aumenta quanto più i valori di grigio sono distribuiti in modo casuale invece che seguendo delle regole).

- L'Energia è un indice di uniformità dell'immagine.

Texture di ordine superiore

I descrittori di questo tipo riflettono relazioni fra elementi vicini. Sono ricavati ottenendo dalle immagini delle matrici che riflettono queste relazioni. Tali matrici di solito non sono ricavate a partire dai valori di grigio nativi, ma questi sono di solito scalati usando un valore minimo ed un valore massimo come limiti su cui dividere tutta la scala di grigi, per un numero di intervalli definito. Tale approccio è necessario non solo per ridurre la potenza di calcolo utilizzata nell'elaborazione, ma anche per far studiare l'immagine in modo appropriato. Nelle differenti matrici inoltre il numero di eventi inseriti in ogni cella viene diviso per il numero di eventi totali, in modo che, ad ogni coppia di coordinate della matrice, sia associata una probabilità di eventi (che può variare solo da 0 a 1). Questo approccio consente di confrontare fra loro matrici ricavate da dati con differente numerosità campionaria.

Grey Level Co-occurrence Matrix

La **Grey Level Co-occurrence Matrix** (spesso abbreviata in **GLCM**, che si può tradurre in italiano come **Matrice di Co-occorrenza**) è una matrice che riflette le varie frequenze con cui ogni intensità di grigio appare accanto ad altre ad una distanza definita (tale distanza è definita *offset*.[11] L'offset è pari ad 1 se ci si riferisce all'elemento immediatamente adiacente, mentre è maggiore di 1 se man mano si considerano elementi più distanti). Tale matrice viene calcolata per tutte le direzioni dello spazio 2D o 3D, escludendo quelle contrapposte (in quanto mostrano risultati identici). È possibile poi ricavare i singoli descrittori per ogni singola direzione oppure unendo i dati di tutte. Al bordo dell'immagine ovviamente non è più possibile trovare un elemento adiacente a quello studiato, quindi gli elementi che dovrebbe avere un "compagno" (per l'offset scelto) fuori dall'immagine vengono scartati dall'analisi.

Dalla matrice così ottenuta è possibile ricavare alcuni descrittori:

Gruppo del contrasto

Riflettono la differenza fra coppie di valori. Sono i seguenti:

- *Contrasto* (detto anche *somma delle varianze quadratiche* o *inerzia*). Riflette quanto le coppie di valori differiscono fra loro ed è calcolato facendo la sommatoria dei ogni elemento della matrice moltiplicato per la differenza fra le due coordinate a cui si riferisce l'elemento al quadrato. Questo comporta che solo i valori fuori dalla diagonale che interseca la matrice possono contribuire al risultato (i valori nella diagonale corrispondono a coppie di valori identici, quindi senza contrasto, che portano se presenti il risultato verso lo zero)
- *Dissimilarità*. Riflette quanto le coppie di valori differiscono fra loro ed è calcolata facendo la sommatoria di ogni elemento della matrice moltiplicato per il valore assoluto della differenza fra le due coordinate dell'elemento.
- *Omogeneità*. Si calcola facendo la sommatoria di ogni elemento della matrice diviso per la differenza delle due coordinate al quadrato sommata ad uno. Aumenta quanto più le coppie di valori sono simili.

Descrittori legati all'ordine

Riflettono quanto le coppie di valori sono rappresentate in modo ordinato, cioè non disposte casualmente all'interno dell'immagine:

- *Momento angolare* o *ASM*: È la sommatoria dei singoli elementi della matrice elevati al quadrato (aumenta all'aumentare dell'ordine).
- *Energia*: È la radice quadrata del momento angolare (si comporta come il momento angolare e spesso si preferisce a quest'ultimo)
- *Entropia*: È la sommatoria dei singoli elementi della matrice moltiplicati per il logaritmo naturale di loro stessi moltiplicato per -1. Aumenta all'aumentare del disordine fra le coppie di valori.

Descrittori statistici della GLCM

Analizzano come sono distribuite le frequenze di coppie di valori:

- *Media*. È la media di tutti gli elementi della matrice
- *Deviazione standard*. Definisce quanto la frequenza delle coppie di valori è disomogenea nell'immagine
- *Correlazione*. Definisce quanto i valori degli elementi delle coppie siano correlati linearmente fra loro.

Neighborhood Grey-Level Difference Matrix

La **Neighborhood Grey-Level Difference Matrix** (abbreviata in **NGLDM**, traducibile come **Matrice delle differenze dei livelli di grigio nel vicinato** descrive le differenze esistenti fra ogni elemento dell'immagine e quelli immediatamente confinanti (gli 8 elementi attorno ad un pixel di un'immagine 2D o i 26 voxel adiacenti ad un elemento di un'immagine 3D).[12] Da questa matrice è possibile estrarre 3 descrittori:

- *Grossolanità*. Descrive come variano i cambiamenti di intensità dei grigi nello spazio.
- *Contrasto*. Indica quanto differiscono fra loro i livelli di grigio di regioni vicine.
- *Attività*. È proporzionale alla frequenza spaziale dei cambiamenti di intensità.

Grey-Level Run Length Matrix

La **Grey-Level Run Length Matrix** (abbreviata in **GLRLM** e traducibile come **Matrice della lunghezza delle run dei livelli di grigio**) è creata mettendo in un asse della matrice le differenti intensità di grigio, mentre nell'alto le possibili lunghezze delle "*run*". Per "*run*" si intende la presenza di elementi nell'immagine con la stessa intensità di grigio uno in fila all'altro.[13] Questa matrice riporterà quindi con quale frequenza nell'immagine è possibile osservare "file" di elementi con una certa lunghezza e con una certa intensità; ed è utilizzata di solito per lo studio dei parenchimi. Questa matrice consente di stimare numerosi descrittori:

- *Short-Run Emphasis* e *Long-Run Emphasis* descrivono la presenza nelle immagine di *run* corte o lunghe rispettivamente.
- *Low Gray-level Run Emphasis* e *High Gray-level Run Emphasis* descrivono la presenza nell'immagine di *run* poco o molto intense rispettivamente.
- *Short-Run Low Gray-level Emphasis*, *Short-Run High Gray-level Emphasis*, *Long-Run Low Gray-level Emphasis* e *Long-Run High Gray-level Emphasis* sono combinazioni delle caratteristiche illustrate nei punti precedenti.
- *Gray-Level Non-Uniformity for run* e *Run Length Non-Uniformity* descrivono quanto i valori di grigio nelle *run* e la loro lunghezza sono omogenei.
- *Run Percentage* è un indice di omogeneità delle *run* omogenee.

Grey-Level Zone Length Matrix

La **Grey-Level Zone Length Matrix** (abbreviata in **GLZLM** e traducibile come **Matrice della lunghezza delle zone dei livelli di grigio** è concettualmente simile alla precedente ed è anch'essa progettata per lo studio dei parenchimi. A differenza della GLRLM però non considera la lunghezza delle *run* come riferimento, ma invece studia la numerosità di elementi adiacenti con la stessa intensità di grigio nelle 3 dimensioni.[14] Anche i parametri stimati da questa matrice hanno nomi simili a quella precedente e sono di fatto stimate allo stesso modo:

- *Short-Zone Emphasis* e *Long-Zone Emphasis* stimano la distribuzione degli aggregati piccoli e grandi rispettivamente
- *Low Grey-level Zone Emphasis* e *High Grey-level Zone Emphasis* stimano la distribuzione degli aggregati poco intensi e molto intensi rispettivamente
- *Short-Zone Low Grey-level Emphasis*, *Short-Zone High Grey-level Emphasis*, *Long-Zone Low Grey-level Emphasis* e *Long-Zone High Grey-level Emphasis* sono combinazioni delle caratteristiche illustrate nei punti precedenti.
- *Grey-Level Non-Uniformity for zone* e *Zone Length Non-Uniformity* stimano quanto i valori di grigio negli aggregati e la grandezza di questi sono omogenei
- *Zone Percentage* misura l'omogeneità nelle zone omogenee

Texture map

Gli indicatori sopra descritti, oltre che tramite un approccio VOI-based, possono essere calcolati per ogni voxel dell'immagine considerando per ognuno di questi un Volume di Interesse comprendente anche i voxel intorno entro un certo raggio. Tale volume è detto *kernel*. In questo modo è possibile ottenere immagini parametriche dove per ogni voxel dell'immagine è mostrato il valore "locale" del descrittore scelto, consentendo anche una valutazione *qualitativa* dei dati ottenibili con le metodiche proprie della radiomica. Questo tipo di elaborazione tuttavia richiede molte risorse e tempo-macchina, motivo per cui di solito non è eseguita su tutta l'immagine ma solo su una porzione di essa. Altro importante limite di questo approccio è dato dal diametro del *kernel*; un diametro troppo piccolo infatti restituirà valori dei descrittori molto "rumorosi" e poco affidabili, mentre uno troppo grande ridurrà molto la risoluzione spaziale dell'immagine (dando però anche dati più affidabili e con maggiore risoluzione di contrasto)[15].

Note

1. Philippe Lambin, Emmanuel Rios-Velazquez e Ralph Leijenaar, *Radiomics: Extracting more information from medical images using advanced feature analysis*, in *European journal of cancer (Oxford, England : 1990)*, vol. 48, n. 4, 2012-3, pp. 441–446, DOI:10.1016/j.ejca.2011.11.036. URL consultato il 16 giugno 2018.
2. ^ Virendra Kumar, Yuhua Gu e Satrajit Basu, *QIN "Radiomics: The Process and the Challenges"*, in *Magnetic resonance imaging*, vol. 30, n. 9, 2012-11, pp. 1234–1248, DOI:10.1016/j.mri.2012.06.010. URL consultato il 16 giugno 2018.
3. ^ Robert J. Gillies, Paul E. Kinahan e Hedvig Hricak, *Radiomics: Images Are More than Pictures, They Are Data*, in *Radiology*, vol. 278, n. 2, 2016-2, pp. 563–577, DOI:10.1148/radiol.2015151169. URL consultato il 16 giugno 2018.
4. ^ (**EN**) M. Amadasun e R. King, *Textural features corresponding to textural properties*, in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 19, n. 5, 1989, pp. 1264–1274, DOI:10.1109/21.44046. URL consultato il 16 giugno 2018.
5. ^ Depeursinge, Adrien., Al-kadi, Omar S. e Mitchell, J. Ross., *Biomedical texture analysis : fundamentals, tools and challenges*, Academic Press, 2017, ISBN 9780128123218, OCLC 1002195690.

6. ^ Radhika Sivaramakrishna, Kimerly A. Powell e Michael L. Lieber, *Texture analysis of lesions in breast ultrasound images*, in *Computerized Medical Imaging and Graphics: The Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society*, vol. 26, n. 5, 2002-9, pp. 303–307. URL consultato il 16 giugno 2018.
7. ^ Sean D. McGarry, Sarah L. Hurrell e Amy L. Kaczmarowski, *Magnetic Resonance Imaging-Based Radiomic Profiles Predict Patient Prognosis in Newly Diagnosed Glioblastoma Before Therapy*, in *Tomography : a journal for imaging research*, vol. 2, n. 3, 2016-9, pp. 223–228, DOI:10.18383/j.tom.2016.00250. URL consultato il 16 giugno 2018.
8. ^ Elizabeth J. Sutton, Erich P. Huang e Karen Drukker, *Breast MRI radiomics: comparison of computer- and human-extracted imaging phenotypes*, in *European Radiology Experimental*, vol. 1, n. 1, 2017, DOI:10.1186/s41747-017-0025-2. URL consultato il 16 giugno 2018.
9. ^ (**EN**) Gary J. R. Cook, Musib Siddique e Benjamin P. Taylor, *Radiomics in PET: principles and applications*, in *Clinical and Translational Imaging*, vol. 2, n. 3, 2014-06, pp. 269–276, DOI:10.1007/s40336-014-0064-0. URL consultato il 16 giugno 2018.
10. ^ Vishwa Parekh e Michael A. Jacobs, *Radiomics: a new application from established techniques*, in *Expert review of precision medicine and drug development*, vol. 1, n. 2, 2016, pp. 207–226, DOI:10.1080/23808993.2016.1164013. URL consultato il 16 giugno 2018.
11. ^ (**EN**) Hall-Beyer, Mryka, *GLCM Texture: A Tutorial v. 3.0 March 2017*, 2017-03. URL consultato il 16 giugno 2018.
12. ^ (**EN**) *Textural features corresponding to textural properties - IEEE Journals & Magazine*, su *ieeexplore.ieee.org*. URL consultato il 16 giugno 2018.
13. ^ Dong-Hui Xu, Arati S Kurani e Jacob Furst, *Run-length encoding for volumetric texture*, in *The 4th IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing*, 1º gennaio 2004. URL consultato il 16 giugno 2018.
14. ^ (**EN**) *Advanced Statistical Matrices for Texture Characterization: Application to Cell Classification - IEEE Journals & Magazine*, su *ieeexplore.ieee.org*. URL consultato il 16 giugno 2018.
15. ^ LifeX Texture User Guide, pp. 19.

Bibliografia

- http://www.sanita24.ilsole24ore.com/art/medicina-e-ricerca/2018-02-20/radiomica-e-radiogenomica-frontiera-diagnostica-immagini-131403.php?uuid=AEXJzE3D}
- (**EN**) Software gratuito (https://www.lifexsoft.org/) (previa registrazione) per eseguire della radiomica su immagini mediche (all'interno è presente un dettagliato manuale su come sono calcolati i vari descrittori che consente di utilizzare)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radiomica&oldid=107961968"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 27 set 2019 alle 22:55.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Mappatura statistica parametrica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

> **Questa voce o sezione sull'argomento medicina non cita le fonti necessarie o quelle presenti sono insufficienti**.

La **mappatura statistica parametrica** (**SPM** dall'inglese **Statistical Parametric Mapping**) è una tecnica statistica per l'analisi dei dati funzionali di risonanza magnetica. Il nome inglese indica anche uno specifico software che la realizza. Originariamente sviluppato da Karl Friston (*Wellcome Department of Imaging Neuroscience* di Londra) per le immagini PET, la sua prima distribuzione (SPM classic) risale al 1991 e nasce dall'esigenza di promuovere la collaborazione e un comune schema di analisi fra differenti laboratori. La versione SPM94 è stata la prima maggiore revisione del software. Essa è stata scritta principalmente da Karl Friston nell'estate del 1994 con il supporto teorico e tecnico fornito da John Ashburner, John Heather, Andrew Holmes e Jean-Baptiste Poline. SPM95, 96, 99 e SPM2 sono basati sull'SPM94 e rappresentano avanzamenti teorici e tecnici sempre in fase di aggiornamento.

Indice

Versioni

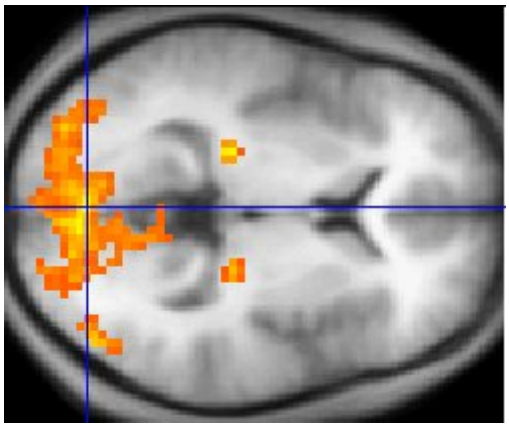
L'approccio alla mappatura statistica parametrica

- Unità di misura
- Disegno sperimentale
- Pre-elaborazione dell'immagine
- Confronto statistico
- Rappresentazioni grafiche

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni



Area di attivazione alla fMRI, mostrata come una toppa colorata alla scansione di risonanza magnetica

Versioni

- **SPM5** è la versione più consigliata. Molto collaudata, presenta indubbi vantaggi nel riconoscimento degli artefatti nella segmentazione (SPM2 può introdurre gravi errori nelle immagini mosse o con qualche strano artefatto, come da movimenti oculari o da cure dentarie in metallo, ad esempio può classificare l'umor vitreo come liquor cefalorachidiano e commettere altri errori grossolani che forniscono valori della sostanza bianca, grigia e liquor davvero molto errati).
- **SPM8** è la versione del 2009. Ha alcune limitazioni, necessita delle versioni di MATLAB, dalla 7.4 alla 7.11 che sono posteriori al 2007.
- **SPM12** è la versione corrente in aprile 2021.

L'approccio alla mappatura statistica parametrica

Unità di misura

Il sistema di rappresentazione visiva delle funzioni neuronali (in inglese: 'Functional neuroimaging'), è un tipo di 'scanning cerebrale', che comporta la misura dell'attività cerebrale. La tecnica specifica utilizzata per misurare l'attività cerebrale dipende dalla tecnologia di imaging usata (ad esempio vedi fMRI e PET). A prescindere di quale tecnologia viene usata, lo scanner produce una 'mappa' dell'area sottoposta a scansione che viene rappresentata sotto forma di voxel. Ogni voxel tipicamente rappresenta l'attività di una determinata coordinata nello spazio tridimensionale. L'esatta dimensione di un voxel varierà dipendendo dalla tecnologia utilizzata, anche se tipicamente i voxel della fMRI rappresentano un volume di 27 mm^3 (un cubo con facce di 9 mm^2 con spigoli di 3mm).

Attualmente, nelle macchine più moderne, la risoluzione della immagini RMN è attorno a 1 mm^2, e sono il frutto della rielaborazione di 256 x 256 x 256 voxel tridimensionali da 1 mm^3. Dunque ogni immagine corrisponde all'incirca alla rappresentazione di un quadrato di circa 25,6 cm per lato.

Disegno sperimentale

I ricercatori sono spesso interessati nell'esame dell'attività cerebrale connessa ad alcuni processi psicologici specifici. Uno tra i vari approcci sperimentali a questo problema comporta il chiedersi la questione 'quali aree del cervello sono significativamente più attive quando una persona esegue il compito A rispetto alla funzione B?'. Anche se ogni compito potesse essere progettato per essere identico, ad eccezione dell'aspetto del comportamento che viene investigato, molto probabilmente il cervello mostrerà cambiamenti nell'attività tra due compiti a causa di fattori diversi rispetto alla semplice differenza tra due compiti (Dal momento che la caratteristica principale del cervello è quella di coordinare un'intera gamma di funzioni parallele che non sono strettamente correlate al compito sperimentale). Inoltre, il segnale potrebbe contenere una certa quantità di "rumore informatico" ("noise") derivato dalle caratteristiche intrinseche del processo di imaging.

Per aggiustare questi effetti dovuti al caso ("random effects"), ed evidenziare le aree di attività legate specificamente al processo in esame, vengono impiegati metodi statistici (curve di Gauss, teorema di Bayes) per investigare le differenze più significative che si sovrappongono o stanno oltre l'attività cerebrale di sfondo. Questo comporta un processo a più stadi per preparare i dati, ed in seguito analizzarli usando un metodo statistico noto come il modello generale lineare.

Pre-elaborazione dell'immagine

Le immagini fornite dallo scanner cerebrale potrebbero necessitare di una pre-elaborazione (ad esempio eseguita con MRIcro, per collocarle assialmente), prima di poter eseguire qualsiasi confronto statistico, per così poter rimuovere il rumore elettronico oppure per correggere eventuali errori di campionamento.

Di solito in uno studio accurato il soggetto viene sottoposto a scansione varie volte. Per tenere conto del movimento della testa tra successive scansioni, le immagini in genere vengono modificate elettronicamente con algoritmi particolari, in modo che i voxel nelle immagini corrispondano (approssimativamente) alla stessa localizzazione esatta nel cervello. Questo processo viene denominato in inglese *realignment* (ri-allineamento) oppure *motion correction* (correzione del movimento, in inglese "image realignment").

I protocolli di studio di neuroimaging funzionale abitualmente coinvolgono la scelta di diversi soggetti da studiare (accomunati dalla stessa malattia o dal fatto di essere certificati come "soggetti di controllo" normali), che avranno sempre qualche lieve differenza nella forma e organizzazione del cervello. Avranno tutti la stessa anatomia complessiva, ma vi saranno alcune differenze minori nella dimensione del cervello, variazioni individuali nella topografia delle circonvoluzioni e dei solchi della corteccia cerebrale, e differenze morfologiche (anche massicce) in strutture profonde come il corpo calloso.

Per aiutare il confronto, le immagini in 3D di ogni cervello vengono trasformate in modo che le strutture superficiali rimangano allineate, un processo noto come *normalizzazione spaziale*. Questo tipo di normalizzazione tipicamente comporta non soltanto la traslazione e la rotazione, ma anche la riduzione ad una scala comune e la "ripiegatura non-lineare" (in inglese "nonlinear warping") della superficie del cervello in modo da ottenere o di combaciarsi rispetto ad una tipologia comune ("standard template"). Spesso vengono utilizzate mappe cerebrali standard come quella fornita dal Tallairach-Tournoux oppure prototipi del Montréal Neurological Institute (MNI) che spesso permettono a ricercatori di tutto il mondo di comparare i loro risultati.

A fini statistici, le immagini subiscono spesso un processo di *smerigliatura* o *sfumatura*, (simile all'effetto 'blur', disponibile in alcuni software per la modifica delle immagini) che consiste nell'eseguire una media ("averaging") di voxel vicini, tipicamente utilizzando un filtro a curva gaussiana oppure tramite l'impiego della trasformazione a funzione d'onda ("wavelet"), per rendere i dati meno soggetti ad artefatto da variabilità di campionatura ("noise").

Confronto statistico

I modelli di statistica parametrica vengono assunti per ogni voxel, utilizzando il modello generale lineare per descrivere la variabilità dei dati in termini di effetti sperimentali spesso generanti confusioni, e la variabilità residua. Le ipotesi vengono espresse in termini di parametri di modello stabiliti per ogni voxel come statistiche univarianti.

Si possono condurre analisi anche per esaminare le differenze di una serie nel tempo (ad esempio per determinare le correlazioni tra la variabile di un compito e l'attività del cervello in una certa area) utilizzando modelli lineari di convoluzione che spiegano come il segnale misurato venga causato da cambiamenti sottostanti nell'attività neurale.

Dal momento che vengono eseguiti molti test statistici in sequenza, debbono essere apportate correzioni per controllare i "falsi positivi" (errore di primo tipo) potenzialmente causati dal confronto dei livelli di attività su di un grande numero di voxel. In questo caso, un errore di tipo I implica che si classifica falsamente l'attività di cerebrale di sottofondo come attività relativa al compito. Debbono essere fatte delle correzioni, basandosi sul numero di resels nell'immagine e basandosi sulla teoria dei campi casuali continui (random fields), allo scopo di stabilire un nuovo criterio di significatività statistica che si aggiunti al problema del multiple comparisons.

Rappresentazioni grafiche

Le differenze nella attività cerebrale misurata possono essere rappresentati in un certo numero di modi.

Più semplicemente, possono essere presentate come una tabella, che all'ascissa e ordinata ha coordinate che mostrano le differenze più significative nell'attività tra i compiti. Comunque, le differenze nell'attività cerebrale sono più spesso mostrate come pezze di colore all'interno di una 'fetta' di cervello ottenuta dalla scansione in risonanza magnetica, con i colori che rappresentano la posizione di voxels che hanno mostrato differenze statisticamente significative tra le varie condizioni. Il gradiente di falsi colori viene mappato in base a valori statistici, come i valori di *t* oppure gli *z-scores*. Questo crea una rappresentazione intuitiva e visivamente gradevole che delinea la forza statistica relativa di una determinata area di attivazione. Recentemente è stato proposto una visualizzazione alternativa, nella pagina web di Matthias Reimold (http://homepages.uni-tuebingen.de/matthias.reimold/mascoi/), che mostra l'attività di base e combina la differenza tra la mappa statistica e la mappa dell'attività di base del cervello (o, parlando genericamente, combina il *contrasto* di base) ed attribuisce codici di colore all'attività di base.

Le differenze nell'attività possono anche essere messe in evidenza grazie al 'cervello di vetro' (in inglese 'glass brain'), una rappresentazione delle principali caratteristiche del cervello (solchi, lobi) che si serve di tre punti di vista e sottolineature dei bordi come se fosse un contenitore trasparente in vetro, contenente aree colorate (simile al cristallo di Murano). Soltanto le aree di attivazione sono visualizzate come aree di ombreggiatura o colore. Questo si ritiene utile come mezzo per fornire un riassunto rapido dell'area totale di cambiamenti significativi in un determinato confronto statistico.

Voci correlate

- Analisi delle componenti indipendenti (ICA)
- 3D Slicer
- Elettroencefalografia (EEG)
- FMRI
- FMRIB Software Library
- ImageJ
- Normalizzazione spaziale
- Tomografia ad emissione di positroni (PET)
- Risonanza magnetica nucleare (RMN)
- Tomografia computerizzata (TC)
- Voxel-based Morphometry (VBM)

Altri progetti

- Wikibooks contiene testi o manuali su **SPM**

Collegamenti esterni

- (**EN**) *Sito ufficiale della SPM - By members & collaborators of the Wellcome Trust Centre for Neuroimaging*, su *fil.ion.ucl.ac.uk*.
- (**EN**) *SPM8 Processing Manual* (**PDF**), su *ccpweb.wustl.edu*. URL consultato il 22 marzo 2011 (archiviato dall'url originale il 21 ottobre 2013).

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Mappatura_statistica_parametrica&oldid=120034599"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 20 apr 2021 alle 08:58.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

METODICHE RADIOLOGICHE

WIKIPEDIA

Radiografia

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

Per **radiografia** (**RX**) si può intendere l'immagine radiografica, o **radiogramma**, oppure la tecnica radiografica utilizzata per ottenere il radiogramma stesso. La scienza relativa è detta radiologia.

Tale tecnica si basa sull'interazione tra un fascio di fotoni (raggi X) diretti da una sorgente a un recettore, e la materia interposta, solitamente un corpo biologico. Gli atomi di tale corpo interferente impediscono, in percentuale dipendente dal loro numero atomico, ad alcuni fotoni di raggiungere il recettore, che quindi riprodurrà un'immagine fedele del corpo "in negativo", essendo impressi sulla pellicola i fotoni che invece non vengono assorbiti. Il principale utilizzo della radiografia è in campo medico come strumento diagnostico, ma trova applicazioni anche in ambito industriale, per esempio nei controlli non distruttivi dei materiali.

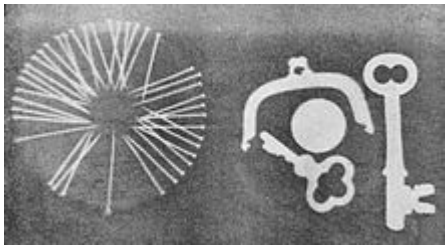
Radiografia di un cranio umano in laterale.

Indice

- **Cenni storici**
- **Campi di utilizzo**
  - Diagnostica medica
    - Tecnica
    - Proiezioni radiologiche
  - Ambito industriale
  - Diagnostica artistica
- **Effetti sulla salute**
- **Note**
- **Bibliografia**
- **Voci correlate**
- **Altri progetti**
- **Collegamenti esterni**

Cenni storici

La radiografia è nata nel 1895 con la scoperta dei raggi X, da parte del fisico Wilhelm Conrad Röntgen che descrisse per primo le loro proprietà. Questi raggi precedentemente sconosciuti (da qui l'X del nome) sono un tipo di radiazione elettromagnetica.



Prime radiografie di prova su oggetti metallici, 1896.

Non passò molto tempo dalla loro scoperta che i raggi X vennero utilizzati per una varietà di applicazioni: da un sistema per aiutarsi ad adattare le scarpe alla propria misura fino agli utilizzi medico-diagnostici. La prima radiografia effettuata per un intervento chirurgico venne realizzata soltanto un anno dopo la scoperta dei raggi, a Birmingham, dal maggiore John Hall-Edwards, vero pioniere della tecnica.

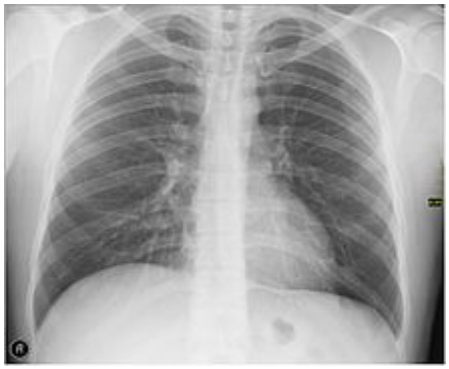
Durante la prima guerra mondiale, Marie Curie sostenne l'uso delle unità mobili di radiografia come mezzo di diagnosi per i soldati feriti. Inizialmente molte figure professionali furono incaricate di eseguire le radiografie in ambito sanitario: fisici, medici, fotografi, infermieri e tecnici.

Nel corso degli anni si è sviluppata, intorno a questa tecnologia, la specialità di radiologia medica e la figura del tecnico sanitario di radiologia medica.

Campi di utilizzo

Diagnostica medica

Oggigiorno il principale campo di utilizzo della radiografia è quello della diagnosi medica. Tra gli esami più comuni, lo studio dell'apparato scheletrico, che grazie alla sua densità, appare molto chiaro nell'immagine. Il suo utilizzo in ortopedia è comune per diagnosi di fratture delle ossa, lussazioni, artrosi, controlli post-operatori e di patologie a carico della colonna vertebrale come: spondilolistesi, spondiloartrosi, scoliosi.



Radiografia del torace.

La radiografia del torace è ampiamente utilizzata per l'esame dei campi polmonari (per la ricerca ad esempio di tumori, esiti di broncopolmoniti, pneumotorace, versamenti pleurici) e delle strutture mediastiniche come il cuore e l'arco aortico.

Anche gli organi addominali vengono studiati con la radiografia, a volte facendo uso dei mezzi di contrasto per esaltare l'immagine dell'organo da esaminare. L'apparato digerente viene generalmente studiato facendo assumere una soluzione di solfato di bario (o talvolta di soluzioni iodate) per via orale (nello studio dell'esofago e dello stomaco) o per via rettale per lo studio dell'intestino crasso (clisma opaco), queste tipologie di indagine diagnostica sono, al giorno d'oggi, desuete se non in casi selezionati. L'apparato urinario veniva studiato somministrando per via endovenosa un mezzo di contrasto a base di iodio che, in tempi diversi, opacizza i reni, gli ureteri, la vescica e l'uretra. Questi esami prendono il nome di urografia, ad oggi, sempre più spesso, sostituita da indagini più sensibili come uro-TC. Un altro esame dell'addome femminile è l'isterosalpingografia, utilizzato per la verifica della pervietà delle tube di Falloppio; la colpografia invece, utilizzata per lo studio della cavità vaginale,entrambe queste tecniche sono ormai cadute in disuso.

Tecnica

Per ottenere le immagini radiologiche di una precisa parte anatomica il tecnico sanitario di radiologia medica posizionerà il paziente su un apposito tavolo radiologico o su uno schermo. I raggi X sono radiazioni ionizzanti invisibili che non danno alcuna sensazione quando attraversano il corpo. Il fascio di raggi X al suo passaggio penetra il corpo umano e viene assorbito in maniera diversa a seconda delle diverse parti anatomiche incontrate e ne esce attenuato prima di raggiungere il sistema di rilevamento.

Fino ad alcuni decenni fa, questo era generalmente costituito da una pellicola fotografica accoppiata ad uno schermo di rinforzo, in grado di impressionare i raggi X che attraversavano il corpo del paziente. Oggigiorno con l'avvento della radiografia digitale, la pellicola è stata sostituita da cassette radiografiche contenenti sostanze fotostimolabili che poi saranno lette da opportuni lettori che visualizzeranno sul computer l'immagine ottenuta. Nei sistemi più moderni, una matrice di scintillatori e CCD sono in grado di acquisire direttamente le immagini.

Una volta che il tecnico avrà prodotto tutte le radiografie, nelle varie proiezioni richieste dal tipo di esame, le immagini verranno inviate (nei sistemi più moderni attraverso il sistema PACS) al medico radiologo che provvederà al referto.

La radiografia risulta particolarmente importante ed utilizzata nell'emergenza poiché è una metodica rapida, semplice e relativamente economica.

Per una maggior sicurezza del paziente si utilizza il sistema di controllo automatico dell'esposizione.

Proiezioni radiologiche

Le proiezioni radiologiche comprendono la tecnica di esecuzione atta a produrre immagini radiografiche che saranno poi refertate da un medico radiologo. La radiologia tradizionale studia prevalentemente i segmenti ossei basandosi sulla richiesta medica, pertanto le proiezioni possono suddividersi in varie classi a seconda della regione anatomica di interesse iconografico. Il tecnico sanitario di radiologia medica (TSRM) si avvale delle sue conoscenze di anatomia sfruttando i punti di repere, i piani corporei e le linee per la corretta centratura del raggio principale, del paziente e del piano di rivelazione dell'immagine radiante.

Ambito industriale

La radiografia è uno dei metodi di controllo non distruttivo dei materiali più utilizzato nel settore aerospaziale e nucleare. Si usa per la diagnostica di imperfezioni alla struttura dei materiali (serbatoi, tubazioni, reattori, eccetera).

Diagnostica artistica

Nello studio di un dipinto, si applica il recettore sopra la superficie dipinta e la fonte di radiazione dietro il dipinto. Il fascio penetra il supporto (pannello o tela) e produce un'immagine in negativo del dipinto. Il recettore è generalmente costituito da una particolare pellicola fotosensibile, le cui dimensioni possono essere adattate a quelle del dipinto. Quando ciò non è possibile si procede a delle prese parziali che vengono poi riunite per dare l'immagine radiografica completa del dipinto in esame. Gli strati pittorici bianchi (biacca), gialli (giallolino) o rossi che, ad esempio, nella pittura figurativa, vengono spesso usati per le vesti e per i tratti del viso, risultano bianchi il che consente di osservare eventuali modifiche nella composizione del dipinto, come pure di documentare lo sviluppo della tecnica pittorica in funzione dell'uso delle imprimiture e della superposizione di strati pittorici diversi, che possono il più delle volte essere distinti, contati e differenziati tramite la radiografia. Quest'ultima permette anche di evidenziare le lacune nell'applicazione del colore ed i pentimenti.[1]. La prima radiografia di un quadro fu realizzata nel 1896 in Germania, l'anno seguente un'opera di Dürer fu sottoposta ai raggi X a Londra. Oggi la tecnologia, dopo aver sviluppato la radioscopia (visione dell'immagine su di uno schermo), consente di ottenere direttamente delle immagini digitali della radiografia.

Effetti sulla salute

I raggi X sono radiazioni ionizzanti e quindi comportano un effetto biologico sulle strutture anatomiche che attraversano. Il Sievert è l'unità di misura della dose equivalente di radiazione nel Sistema Internazionale ed è una misura degli effetti e del danno provocato dalla radiazione su un organismo.

causa o pratica medica	dose equivalente
fondo naturale di radiazione (media)	2,4 mSv/anno
massima dose di fondo naturale (Ramsar valore medio)	10,2 mSv/anno
radiografia articolare	0,01 - 1 mSv
tomografia computerizzata	2 ~ 15 mSv
PET, tomografia ad emissione di positroni	10 ~ 20 mSv
scintigrafia	10 ~ 20 mSv
radioterapia	30 ~ 70 mSv

Come si può vedere dalla tabella comparativa qui a fianco, la dose per una singola radiografia è molto bassa.
Ma proprio per la sua potenziale dannosità, ogni esame radiologico deve essere, per legge, giustificato da un preciso quesito diagnostico non risolvibile con altre metodiche che non comportino esposizione a radiazioni ionizzanti e l'esame stesso deve essere ottimizzato al fine di somministrare meno dose possibile ottenendo comunque un buon risultato.

Note

1. ^ Van Asperen de Boer, cit., pag. 4

Bibliografia

- Robert Fosbinder, Kelsey, Charles, *L'immagine radiologica, tecnologie e tecniche di acquisizione*, McGraw-Hill, 2002, ISBN 88-386-1640-X.
- Fernando Mazzucato, *Anatomia radiologica*, Piccin, 2009, ISBN 978-88-299-1980-2.
- J.R.J. van Asperen de Boer, *Current Techniques in the Scientific Examination of Paintings*, in: John Shearman; Marcia B. Hall (eds.);*The Princeton Raphael Symposium. Science in the Service of Art History*, Princeton, NJ, Princeton University Press, 1990, pagg. 3-6 ISBN 0-691-04079-6

Voci correlate

- Radiografia digitale
- Dosimetria
- Radioprotezione
- Tomografia computerizzata
- Mammografia
- Fluoroscopia
- Seriografo
- Riflettografia
- Rëbra

Altri progetti

- Wikiquote contiene citazioni sulla **radiografia**
- Wikizionario contiene il lemma di dizionario «**radiografia**»

- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file sulla **radiografia (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Radiography?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (EN) *Radiografia*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.
- (EN) *IUPAC Gold Book, "radiograph"*, su *goldbook.iupac.org*.
- Cliniche Radiologiche (http://www.puntoradiologia.it/cliniche-radiologiche/) in Italia

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 21826 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=21826) · GND (DE) 4139158-5 (https://d-nb.info/gnd/4139158-5)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Radiografia&oldid=118715335"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 17 feb 2021 alle 10:15.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

WIKIPEDIA

Ecografia

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

L'**ecografia** o **ecotomografia** è un sistema di indagine diagnostica medica che non utilizza radiazioni ionizzanti, ma ultrasuoni e si basa sul principio dell'emissione di eco e della trasmissione delle onde ultrasonore. Tale metodica viene considerata come esame di base o di filtro rispetto a tecniche di Imaging più complesse come CT, imaging a risonanza magnetica, angiografia. Nelle mani del radiologo interventista è una metodica che può essere utilizzata per procedure terapeutiche mini invasive. L'ecografia è, in ogni caso, una procedura operatore-dipendente, poiché vengono richieste particolari doti di manualità e spirito di osservazione, oltre a cultura dell'immagine ed esperienza clinica.

Ecografia

Procedura diagnostica

Esecuzione di una ecografia su un paziente pediatrico

Tipo	Esame radiologico
Anestesia	No
ICD-9-CM	88.7 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=88.7&Submit=Search&action=search)
MeSH	D014463 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D014463)

Indice

Descrizione

Sistemi di scansione
- Scansione lineare
- Scansione settoriale
- Scansione convex

Modi di presentazione
- Modo A (modulazione di ampiezza)
- Modo B (modulazione di luminosità)
- Modo real-time
- Modo M (motion scan)

Amplificazione e compenso di profondità
- Amplificazione
- Compenso di profondità

Ecografia Doppler

Modo 3D

Mezzo di contrasto

Utilizzi

Note

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

Descrizione

La frequenza degli ultrasuoni utilizzati (che per definizione è superiore ai 20 kHz) varia da 2 MHz a 15 MHz circa, ed è scelta tenendo in considerazione che frequenze maggiori hanno maggiore potere risolutivo dell'immagine, ma penetrano meno in profondità nel soggetto. Queste onde sono generate da un cristallo che sfrutta l'effetto piezoelettrico, inserito in una sonda mantenuta a diretto contatto con la pelle del paziente con l'interposizione di un apposito gel (che elimina l'aria interposta tra sonda e cute del paziente, permettendo agli ultrasuoni di penetrare nel segmento anatomico esaminato); la stessa sonda è in grado di raccogliere il segnale di ritorno, che viene opportunamente elaborato da un computer e presentato su un monitor.

Variando l'apertura emittente della sonda, è possibile cambiare il cono di apertura degli ultrasuoni e quindi la profondità fino alla quale il fascio può considerarsi parallelo.

Oggi ogni ecografo è dotato delle cosiddette *sonde real-time*, in cui gli ultrasuoni sono prodotti e raccolti in sequenza in direzioni diverse, tramite modulazioni meccaniche o elettroniche della sonda.

In un tessuto idealmente omogeneo (a impedenza acustica caratteristica costante) l'onda procede attenuandosi in funzione del tipo di tessuto. Quando l'onda raggiunge invece un punto di variazione di impedenza acustica, viene in varia misura riflessa, rifratta e diffusa. La percentuale riflessa porta informazioni sulla differenza di impedenza tra i due tessuti ed è pari a:

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

Vista la grande differenza di impedenza tra un osso ed un tessuto, con l'ecografia non è possibile vedere dietro di esso. Anche zone di aria o gas[1] (Z piccolo) fanno "ombra", per via di una riflessione totale.

Il tempo impiegato dall'onda nel percorso di andata, riflessione e ritorno viene fornito al computer, che calcola la profondità da cui è giunta l'eco, ossia della superficie o del punto di discontinuità dell'impedenza acustica, indice di ecostruttura dei tessuti disomogenea. Si possono così individuare le dimensioni dei vari organi e delle loro pareti, ed eventuali zone ipoecogene (con scarso riflesso del segnale ecografico) o iperecogene (con una riflettanza maggiore) all'interno o all'esterno dei vari organi.

Sostanzialmente un ecografo è costituito da tre parti:

- una sonda che trasmette e riceve il segnale
- un sistema elettronico che:
  - pilota il trasduttore
  - genera l'impulso di trasmissione
  - riceve l'eco di ritorno alla sonda
  - tratta il segnale ricevuto
- un sistema di visualizzazione

Sistemi di scansione

I sistemi di scansione sono caratterizzati dal formato dell'immagine che a sua volta deriva dal trasduttore che si usa.

Scansione lineare

- Formato dell'immagine rettangolare
- Trasduttori lineari

Gruppi di elementi (da 5 o 6) facenti parte di una cortina di cristalli (da 64 a 200 o più) posti in maniera contigua, vengono eccitati in successione in maniera da formare una scansione lineare.

Sonda a scansione lineare

Scansione settoriale

- Formato dell'immagine settoriale
- Trasduttori settoriali meccanici a singolo cristallo, anulari, array.

Nel caso di un settoriale meccanico (singolo cristallo o anulare) la scansione viene data tramite un sistema di ingranaggi che fa oscillare il cristallo di un settore (normalmente 90°). Durante l'oscillazione il cristallo viene eccitato con una certa tempistica, in maniera da inviare gli impulsi ultrasonori, ricevere gli echi di ritorno e quindi permettere di creare l'immagine ultrasonora all'interno del campo di vista.

Scansione convex

- Formato dell'immagine a tronco di cono
- Trasduttori convex

Nel caso di un trasduttore convex i cristalli vengono eccitati esattamente come nel trasduttore lineare, ma il campo di vista sarà a tronco di cono, dato che i cristalli sono posizionati su una superficie curva.

Modi di presentazione

Si possono ottenere diverse rappresentazioni delle strutture oggetto di esame a seconda delle elaborazioni effettuate sul segnale in output dalla sonda

Modo A (modulazione di ampiezza)

Il metodo A-mode (amplitude mode) è il metodo più basilare, ideato negli anni '40. Ogni eco viene presentata monodimensionalmente, tramite un oscilloscopio millimetrato, come un picco la cui ampiezza corrisponde all'intensità dell'eco stessa. Ogni eco rappresenta la profondità della struttura riflettente il segnale; tale modalità necessita quindi di una buona conoscenza dell'anatomia delle strutture che giacciono sul percorso del fascio di ultrasuoni. Al giorno d'oggi trova impiego in pochi campi come l'oculistica, la neurologia e l'ostetricia (valutazione encefalometrica)

Modo B (modulazione di luminosità)

Ogni eco viene presentata come un punto luminoso la cui tonalità di grigio è proporzionale all'intensità dell'eco.

Modo real-time

Le onde sono emesse e raccolte in direzioni diverse in sequenza, in modo da poter associare ad ogni istante una direzione. In questo modo è possibile avere un'immagine contemporaneamente su tutto il campo di osservazione. La maggior parte degli ecografi attuali opera in questo modo.

Modo M (motion scan)

È una rappresentazione in modo B, ma con la caratteristica aggiuntiva di essere cadenzata; viene utilizzata allo scopo di visualizzare sullo schermo in tempo reale la posizione variabile di un ostacolo attraverso l'eco da esso prodotta.

Amplificazione e compenso di profondità

Molto importante è il sistema di amplificazione degli echi ed il compenso di profondità.

Amplificazione

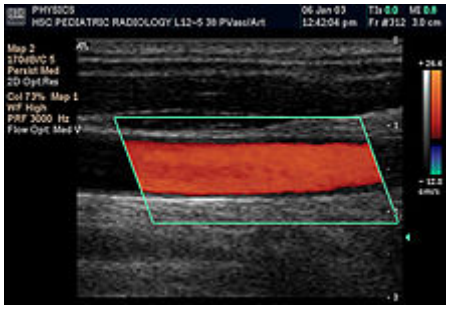
Gli echi ricevuti hanno un'ampiezza ridotta rispetto all'eco incidente. La tensione generata dal cristallo a seguito dell'eco di ritorno è molto bassa, deve essere quindi amplificata prima di essere inviata ai sistemi di elaborazione e quindi di presentazione.

Compenso di profondità

A causa dell'attenuazione degli ultrasuoni nel tessuto umano (1 dB/cm/MHz) gli echi provenienti da strutture distali saranno di minor ampiezza rispetto a quelli provenienti da strutture similari ma prossimali. Per compensare ciò è necessario amplificare maggiormente gli echi lontani rispetto a quelli più vicini. Ciò viene svolto da un amplificatore dove il guadagno aumenta in funzione del tempo (T.G.C. Time Gain Compensation) cioè in funzione della profondità di penetrazione.

Ecografia Doppler

Quando un'onda è riflessa su un oggetto in movimento, la parte riflessa cambia la propria frequenza in funzione della velocità dell'oggetto (effetto Doppler). L'ammontare del cambiamento della frequenza dipende dalla velocità del bersaglio.


Color Doppler di una Carotide

$$\triangle F = \frac{2 f_0}{C} V \cos \Theta$$

$\triangle F =$ Doppler shift (Variazione di frequenza)

$f_0 =$ Frequenza onda incidente

$C =$ Velocità di propagazione del suono nel tessuto umano (1540 m/s)

$V =$ Velocità di bersaglio

$\Theta =$ Angolo di incidenza del fascio ultrasonoro con il bersaglio.

Il computer dell'ecografo, conoscendo la differenza di frequenza, può calcolare la velocità del mezzo su cui l'onda si è riflessa, mentre la profondità è nota dal tempo impiegato. L'informazione della velocità è presentata a monitor con codifica a colori (normalmente rosso e blu) a seconda se si tratti di velocità in avvicinamento o in allontanamento; l'intensità del colore è questa volta legata alla frequenza dell'onda di ritorno. Uso tipico è lo studio vascolare (flussometro).

Sono possibili due modi interpretativi: *Color Doppler* (si hanno informazioni sulla velocità media del mezzo - adatto per un volume di studio ampio) e *Gated Doppler* (si ottiene lo spettro di tutte le velocità presenti nel mezzo, con la loro importanza - adatto per uno studio su un particolare).

Nella modalità Doppler, il sistema fornisce normalmente anche un segnale udibile che simula il flusso del sangue; si tratta comunque di un segnale virtuale che non esiste, utilizzato solo per comodità (si può conoscere quanto riprodotto sul monitor anche senza guardarlo).

Le immagini ecografiche sono a bassa risoluzione, tipicamente 256x256 ad 8 bit/pixel. Di solito il radiologo effettua la diagnosi direttamente sul monitor, passando alla stampa solo per documentazione.

Modo 3D

L'evoluzione più recente è rappresentata dalla tecnica tridimensionale, la quale, a differenza della classica immagine bidimensionale, è basata sull'acquisizione, mediante apposita sonda, di un "volume" di tessuto esaminato. Il volume da studiare viene acquisito e digitalizzato in frazioni di secondo, dopo di che può essere successivamente esaminato sia in bidimensionale, con l'esame di infinite "fette" del campione (sui tre assi x, y e z), oppure in rappresentazione volumetrica, con l'esame del tessuto o dell'organo da studiare, il quale appare sul monitor come un solido che può essere fatto ruotare sui tre assi. In tal modo si evidenzia con particolare chiarezza il suo reale aspetto nelle tre dimensioni. Con la metodica "real time", si aggiunge a tutto ciò l'effetto "movimento", per esempio il feto che si muove nel liquido amniotico.

"Ecografia 3d" di un feto di 29 settimane

Un'applicazione della tecnica tridimensionale è rappresentata dal sistema ecografico ABUS (Automated Breast Ultrasound System[2]). Questa tecnologia di ecografia in 3D rappresenta un'opzione di screening per le donne con tessuto mammario denso. Essa è in grado di migliorare la diagnosi precoce dei tumori invasivi della mammella rispetto all'utilizzo della sola tomosintesi; il volume 3D e l'accesso multiplanare consentono di analizzare il tumore della mammella in modo accurato, non invasivo, prima di procedere alla vista globale della mammella garantendo inoltre anche la riproducibilità dell'esame[3].

Mezzo di contrasto

In ecografia può essere usato un mezzo di contrasto endovenoso costituito da microbolle di esafluoruro di zolfo, che aumentano l'ecogenicità del sangue: questa tecnica può essere utilizzata sia per studi di ecografia vascolare, sia per caratterizzare lesioni degli organi addominali (soprattutto del fegato e del rene, a volte anche della milza e del pancreas). Il mezzo di contrasto ecografico presenta poche controindicazioni (allergia allo zolfo, cardiopatia ischemica) rispetto a quelli utilizzati in TC e risonanza magnetica: pertanto, può essere utilizzato come metodica meno invasiva, considerata anche l'assenza di radiazioni ionizzanti e di radiofrequenze o campi magnetici, tipici questi ultimi della risonanza magnetica.

In ecografia può essere usato un agente (anche chiamato mezzo) di contrasto endovenoso costituito da microbolle gassose rivestite (per esempio contenenti esafluoruro di zolfo[4]), che aumentano l'ecogenicità del sangue. Questa tecnica fu scoperta dal Dr. Raymond Gramiak nel 1968[5], e chiamata « contrast-enhanced ultrasound » (ecografia con mezzo di contrasto). Questa tecnica viene usata clinicamente in tutto il mondo[6], in particolar modo in ecocardiografia (principalmente in USA) ed in ecografia radiologica (Europa e Asia). Inoltre l'uso di microbolle specificamente ingegnerizzate per agganciarsi ai capillari tumorali tramite l'espressione biomolecolare delle cellule cancerogene[7][8][9] , originariamente create dal Dr. Alexander Klibanov nel 1997[10][11], fa prevedere un uso futuro dell'ecografia a mezzo di contrasto per identificare tumori in fase molto precoce.

Gli agenti di contrasto basati su microbolle vanno somministrati in via endovenosa durante l'esame ecografico. Le microbolle, grazie al loro diametro, restano confinate nei vasi sanguigni, non riuscendo a fuoriuscire nel liquido interstiziale. Per questa ragione gli agenti di contrasto ecografici sono completamente intravascolari, una caratteristica che li rende un mezzo ideale per rivelare la microvascolarizzazione degli organi durante la diagnostica. Un tipico utilizzo clinico dell'ecografia a mezzo di contrasto consiste nella localizzazione di tumori metastatici ipervascolari, che esibiscono un assorbimento del contrasto (cinetica della concentrazione delle microbolle nel sangue) più veloce rispetto al tessuto biologico circostante sano[12]. Altre applicazioni cliniche dell'ecografia a mezzo di contrasto sono ad esempio la delineazione del ventricolo sinistro durante ecocardiografia, per ispezionare visualmente la contrattilità del miocardio a seguito di un infarto. Infine sono anche emerse applicazioni in analisi quantitativa della perfusione[13][14] per identificare la risposta del paziente verso un trattamento antitumorale allo stadio precoce (metodologia e studio clinico presentati dal Dr. Nathalie Lassau nel 2011[15]), in modo da poter determinare la migliore terapia oncologica[16].

Nell'uso oncologico dell'ecografia con mezzo di contrasto, viene attualmente utilizzato il metodo di la tecnica delle immagini parametriche dei tratti distintivi della vascolarizzazione[17] inventato dal Dr. Nicolas Rognin nel 2010[18]. Questo metodo è pensato per essere uno strumento di aiuto nella diagnostica dei tessuti tumorali, facilitando la caratterizzazione del tipo di tessuto (benigno o maligno). Esso è un metodo computazionale[19][20] per analizzare una sequenza temporale di immagini ecografiche con mezzo di contrasto (sotto forma di videoclip digitale) acquisita durante l'esame ecografico del paziente. Una volta circoscritta la zona tumorale, vengono applicati due stadi di analisi del segnale ai pixel nella zona tumorale:

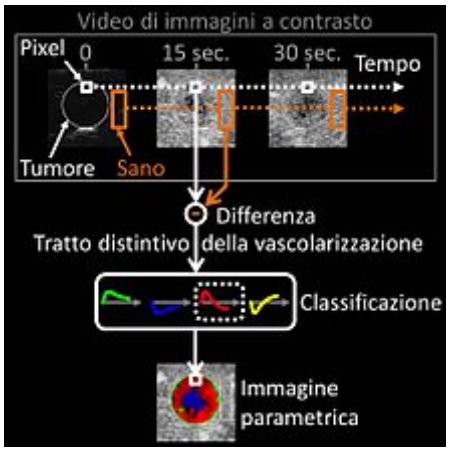


Immagine parametrica dei tratti distintivi della vascolarizzazione a seguito di esame ecografico con mezzo di contrasto (diagramma)

1. Calcolo del tratto distintivo della vascolarizzazione (differenza nell'assorbimento del contrasto rispetto al tessuto sano circostante);
2. Classificazione automatica del tratto distintivo della vascolarizzazione tramite un singolo parametro, codificato con uno dei seguenti colori:
   - verde, per un segnale continuo più elevato (assorbimento di contrasto maggiore rispetto al tessuto sano circostante)
   - blu, per un segnale continuo meno elevato (assorbimento di contrasto minore rispetto al tessuto sano circostante)
   - rosso, per un veloce incremento del segnale (assorbimento di contrasto che avviene prima rispetto al tessuto sano circostante), oppure
   - giallo, per un veloce decremento del segnale (assorbimento di contrasto che avviene più tardi rispetto al tessuto sano circostante).

Una volta che l'analisi del segnale per ogni pixel è completata, una mappa cromatica del parametro viene mostrata sullo schermo, in modo da riassumere le informazioni vascolari del tumore in una singola immagine, chiamata immagine parametrica (cfr. ultima figura dell'articolo[21] per esempi clinici). Questa immagine parametrica viene interpretata dallo specialista in base al colore predominante nel tumore: rosso indica un sospetto di malignità, verde o giallo un'alta probabilità di benignità. Nel primo caso, lo specialista può prescrivere una biopsia per confermare la diagnosi, o una tomografia assiale computerizzata (TAC) come seconda opzione. Nel secondo caso, è necessario solo un riesame ecografico con mezzo di contrasto dopo qualche mese. Il beneficio di questo metodo è quello di evitare una biopsia sistematica dei tumori benigni, o l'esposizione del paziente ad una TAC. Questo metodo è stato dimostrato efficace per la caratterizzazione di tumori epatici[22]. In un contesto di screening dei tumori, questo metodo può essere potenzialmente applicabile ad altri tipi di tumori, come quelli della mammella[23] o tumori prostatici.

Utilizzi

Quest'analisi strumentale serve per analizzare e verificare la presenza di alcune patologie a seconda degli strumenti utilizzati.

- Sonda tradizionale:
  - Screening per il tumore della mammella
  - Patologie tiroidee
  - Patologie addominali (v. appendicite, colica biliare) - Fegato organo modello standard della isoecogenicità.
  - Colica renale
- Eco doppler per i vasi epiaortici:
  - Stenosi
  - Placche
  - Ulcerazioni
  - Dissecazioni
- Doppler transcranico:
  - Vasospasmo (aneurisma)
  - Occlusione vasale (aterosclerosi)

Note

1. **^** È per tale motivo che la persona sottoposta ad ecografia di organi che possono contenere quantità d'aria o di gas, come stomaco, intestino e vescica, devono seguire una preparazione alimentare atta a diminuirne la quantità: dieta specifica e integratori per l'intestino, assunzione di acqua non gassata per riempire la vescica; talvolta, durante l'esame, può venire richiesto di riempire lo stomaco di acqua non gassata.
2. **^** *Automated Breast Ultrasound System for Breast Cancer Evaluation: Diagnostic Performance of the Two-View Scan Technique in Women with Small Breasts*, su *ncbi.nlm.nih.gov*.
3. **^** *Quali sono i limiti della mammografia?*, su *associazionesirp.it*.
4. **^** (**EN**) Michel Schneider, *Characteristics of SonoVue*, in *Echocardiography*, vol. 16, n. 7, 1999, pp. 743–746;.
5. **^** (**EN**) Raymond Gramiak *et al.*, *Echocardiogrpahy of the aortic root*, in *Investigative Radiology*, vol. 16, n. 7, 1968, pp. 743–746;.

6. **^** (**EN**) *Contrast-enhanced ultrasound (CEUS) Around the World - The International Contrast Ultrasound Society (ICUS)* (**PDF**), su *icus-society.org*. URL consultato il 4 novembre 2013 (archiviato dall'url originale il 29 ottobre 2013).
7. **^** (**EN**) Jonathan Lindner *et al.*, *Molecular imaging with contrast ultrasound and targeted microbubbles*, in *Journal of nuclear cardiology : official publication of the American Society of Nuclear Cardiology*, vol. 11, n. 2, 2004, pp. 215–221;.
8. **^** (**EN**) Sybille Pochon *et al.*, *BR55: A lipopeptide-based VEGFR2-targeted ultrasound contrast agent for molecular imaging of angiogenesis*, in *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 45, n. 2, 2010, pp. 89–95;.
9. **^** (**EN**) Joergen Willmann *et al.*, *Targeted Contrast-Enhanced Ultrasound Imaging of Tumor Angiogenesis with Contrast Microbubbles Conjugated to Integrin-Binding Knottin Peptides*, in *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 51, n. 3, 2010, pp. 433–440;.
10. **^** (**EN**) Alexanber Klibanov *et al.*, *Targeting of ultrasound contrast material. An in vitro feasibility study*, in *Acta Radiologica Supplementum*, vol. 412, 1997, pp. 113-120;.
11. **^** (**EN**) Alexanber Klibanov, *Targeted delivery of gas-filled microspheres, contrast agents for ultrasound imaging*, in *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 37, n. 1-3, 1999, pp. 139–157;, DOI:10.1016/S0169-409X(98)00104-5.
12. **^** (**EN**) Michel Claudon *et al.*, *Guidelines and good clinical practice recommendations for Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS) in the liver - update 2012: A WFUMB-EFSUMB initiative in cooperation with representatives of AFSUMB, AIUM, ASUM, FLAUS and ICUS*, in *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 39, n. 2, 2013, pp. 187–210;.
13. **^** (**EN**) Fabio Piscaglia *et al.*, *The EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Practice of Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS): Update 2011 on non-hepatic applications* , in *Ultraschall in der Medizin*, vol. 33, n. 1, 2012, pp. 33–59;.
14. **^** (**EN**) Meng-Xing Tang *et al.*, *Quantitative contrast-enhanced ultrasound imaging: a review of sources of variability*, in *Interface Focus*, vol. 1, n. 4, 2012, pp. 520–539;.
15. **^** (**EN**) Nathalie Lassau *et al.*, *Advanced hepatocellular carcinoma: early evaluation of response to bevacizumab therapy at dynamic contrast-enhanced US with quantification--preliminary results*, in *Radiology*, vol. 258, n. 1, 2011, pp. 291–300;.
16. **^** (**EN**) Katsutoshi Sugimoto *et al.*, *Hepatocellular carcinoma treated with sorafenib: early detection of treatment response and major adverse events by contrast-enhanced US*, in *Liver International*, vol. 33, n. 4, 2013, pp. 605–615;.
17. **^** (**EN**) Nicolas Rognin *et al.*, *Parametric imaging for characterizing focal liver lesions in contrast-enhanced ultrasound*, in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 57, n. 11, 2010, pp. 2503–2511;.
18. **^** (**EN**) Nicolas Rognin *et al.*, *Parametric images based on dynamic behavior over time*, in *Brevetto internazionale. Organizzazione mondiale per la proprietà intellettuale (WIPO)*, 2010, pp. 1-44;.
19. **^** (**EN**) François Tranquart *et al.*, *Perfusion Quantification in Contrast-Enhanced Ultrasound (CEUS) - Ready for Research Projects and Routine Clinical Use* , in *Ultraschall in der Medizin*, vol. 3, S01, 2012, pp. 31-38;.
20. **^** (**EN**) Paolo Angelelli *et al.*, *Interactive visual analysis of contrast-enhanced ultrasound data based on small neighborhood statistics*, in *Computers & Graphics*, vol. 35, n. 2, 2011, pp. 218–226;.
21. **^** (**EN**) Eric Barnes, *Contrast US processing tool shows malignant liver lesions*, in *AuntMinnie.com, San-Francisco, Stati Uniti*, 2010, pp. ;.
22. **^** (**EN**) Anass Annaye *et al.*, *Differentiation of Focal Liver Lesions: Usefulness of Parametric Imaging with Contrast-enhanced US*, in *Radiology*, vol. 261, n. 1, 2011, pp. 300-310;.
23. **^** (**EN**) Zhang Yuan *et al.*, *Diagnostic Value of Contrast-Enhanced Ultrasound Parametric Imaging in Breast Tumors*, in *Journal of Breast Cancer*, vol. 16, n. 2, 2013, pp. 208-213;.

Voci correlate

- Radiologia
- Radiografia computerizzata
- Radiografia digitale
- Tomografia assiale computerizzata
- Medicina nucleare
- Angiografia
- CMUT
- Ecografia ostetrica
- Ecografia mammaria
- Ecografia della tiroide
- Ecografia toracica
- Ecografia Doppler
- Mezzo di contrasto

Altri progetti

- Wikizionario contiene il lemma di dizionario «**ecografia**»
- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **ecografia (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Medical_ultrasound?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (EN) *Ecografia*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 11469 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=11469) · LCCN (EN) sh85139483 (http://id.loc.gov/authorities/subjects/sh85139483) · GND (DE) 4248514-9 (https://d-nb.info/gnd/4248514-9) · BNF (FR) cb11931925j (https://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb11931925j) (data) (https://data.bnf.fr/ark:/12148/cb11931925j) · NDL (EN, JA) 01003919 (https://id.ndl.go.jp/auth/ndlna/01003919)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Ecografia&oldid=119887011"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 12 apr 2021 alle 18:50.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Tomografia computerizzata

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

La **tomografia computerizzata**, in radiologia, indicata con l'acronimo **TC** o **CT** (dall'inglese *computed tomography*), è una tecnica di indagine radiodiagnostica (diagnostica per immagini), con la quale è possibile riprodurre immagini in sezione (tomografia) e tridimensionali dell'anatomia, create da un'analisi generata al computer, dell'attenuazione di un fascio di raggi X mentre passa attraverso una sezione corporea.[1][2]

È nota anche come **tomografia assiale computerizzata** o **TAC** (in inglese CAT da *computed axial tomography*). Il principio è che da proiezioni di un oggetto in molte direzioni (la perfezione si avrebbe solo con infinite proiezioni) si può ricostruire l'immagine dell'oggetto. Inizialmente il software di elaborazione permetteva solo il piano assiale o trasversale, perpendicolare cioè all'asse lungo del corpo. Il vero valore aggiunto delle macchine attuali però è che le proiezioni non sono più su piani distinti ma a spirale facendo scorrere il lettino su cui si trova il paziente. Ciò permette successivamente di ottenere ricostruzioni tridimensionali del segmento corporeo esaminato.

Anche se il suo utilizzo peculiare è nel campo della medicina, la TC è utilizzata anche in altri campi, come ad esempio test non distruttivi dei materiali; in questo ambito viene definita tomografia industriale computerizzata. Un altro esempio è il suo utilizzo in archeologia per ottenere le immagini dei contenuti di sarcofagi o delle mummie.

L'utilizzo della TC in ambito medico è notevolmente aumentato nei due decenni a cavallo tra il XX e il XXI secolo.[3] Si stima che circa 72 milioni di scansioni siano state eseguite solamente negli Stati Uniti nel 2007.[4] Si stima inoltre che lo 0,4% dei casi di cancro attualmente in corso negli Stati Uniti sia dovuto all'esposizione alle radiazioni dei raggi X utilizzati nelle scansioni TC.[5]

Tomografia computerizzata

Procedura diagnostica

Apparecchiatura per tomografia computerizzata

Tipo	Radiologia
ICD-9-CM	88.38 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=88.38&Submit=Search&action=search)
MeSH	D014057 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D014057)
MedlinePlus	003330 (https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003330.htm)

Indice

Storia

Metodica

Il tomografo computerizzato

- Le "generazioni" dei tomografi computerizzati
- Tomografi computerizzati a fascio di elettroni

- Tecnologia multistrato
- Tomografi computerizzati a spirale
- TC-PET

Impiego clinico
- Studio del cranio e dell'encefalo
- Studio delle arcate dentarie
- Studio del collo
- Studio del torace
- Studio del cuore
- Studio dell'addome
- Studio delle ossa e delle articolazioni

Altri utilizzi
- Ambito industriale
- Impiego in geologia
- Conservazione dei beni culturali

Note

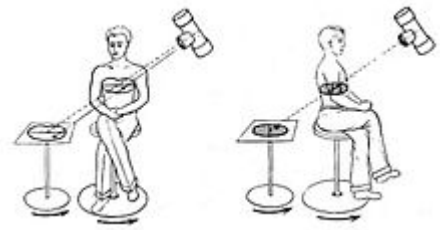
Bibliografia

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

Storia



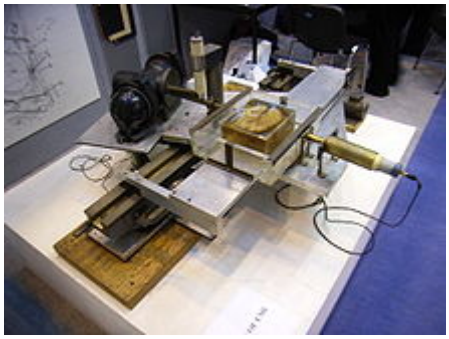
Schema del funzionamento dello stratigrafo assiale di Vallebona

Nel 1930 il radiologo italiano Alessandro Vallebona propose una tecnica per rappresentare un solo strato del corpo sulla pellicola radiografica, la stratigrafia. Sfruttando principi di geometria proiettiva, con la rotazione o pendolazione del tubo radiogeno tutti i piani al di sopra e al di sotto dello strato di interesse vengono eliminati. La stratigrafia ha rappresentato fino alla metà degli anni ottanta uno dei pilastri della diagnostica radiologica. Con l'avvento del computer è stata progressivamente soppiantata.

La metodica circolare alla base della tomografia assiale computerizzata fu inizialmente concepita, nel 1967, dall'ingegnere inglese Sir Godfrey Hounsfield che realizzò la prima apparecchiatura TAC insieme al fisico sudafricano Allan Cormack presso il *Central Research Laboratories* della EMI a Hayes nel Regno Unito.[6][7] Tali ricerche valsero ai due scienziati il premio Nobel per la medicina nel 1979 con la motivazione "*the development of computer assisted tomography*", premio che condivisero con Allan McLeod Cormack della Tufts University del Massachusetts, il quale propose indipendentemente dai due una tecnica simile.[8] Il primo tomografo computerizzato commerciale consentiva esclusivamente lo studio delle strutture del cranio e fu installato all'Atkinson Morley Hospital di Londra nel 1971.[6][9]

Il prototipo originale del 1971 era caratterizzato da un'unità di scansione che ruotava di 180°, un grado alla volta, intorno alla testa del paziente, immagazzinando 160 immagini da ogni posizione, per un totale di 28 800 immagini; tale procedimento richiedeva da 5 a oltre 10 minuti. Le immagini ottenute, quindi, venivano elaborate con algoritmi di ricostruzione algebrici grazie all'utilizzo di un grande calcolatore che impiegava 2 ore e mezzo per eseguire tali calcoli.[9] Le immagini dell'encefalo così ottenute rendevano possibile apprezzare

i diversi tessuti di cui esso è composto; i medici riconobbero subito il valore e l'utilità di tale tecnologia e, nonostante il prezzo fosse molto elevato, circa 300 000 $[10], cifra considerevole per quel periodo, la EMI Corporation non ebbe difficoltà a vendere il prodotto. Negli Stati Uniti la prima installazione di un tomografo computerizzato avvenne presso la *Mayo Clinic*.[8][11] In Italia la prima TAC EMI viene installato a Bologna nel 1974 presso l'Ospedale Bellaria a cura del prof. Giovanni Ruggiero che l'anno seguente sarà eletto presidente della ESNR – European Society of Neuroradiology.



Prototipo del primo dispositivo che usava la tecnologia della tomografia computerizzata (1967)

Inizialmente, fu opinione comune e fortemente radicata che l'innovativa tecnica non potesse in alcun modo travalicare l'ambito dello studio del cervello. Fu un radiologo americano di origine italiana, il professor Ralph Alfidi, ad avere l'intuizione che tale metodica poteva essere estesa all'intero corpo. Alfidi, allora direttore dell'Istituto di Radiologia dell'Università di Cleveland, già noto per i suoi studi sull'angiografia, era convinto che il principio della tomografia computerizzata fosse destinato ad avere una ben più ampia utilizzazione. Circondato da un'atmosfera di scetticismo, Alfidi, con l'appoggio di un Hounsfield inizialmente titubante, ma via via sempre più convinto della validità di questa idea, iniziò un lungo periodo di ricerche. Gli esperimenti vennero attuati utilizzando macchinari realizzati nel 1972 dalla Technicare e culminarono nel 1975 con l'effettuazione del primo impiego della TAC per lo studio dell'addome.

Il primo sistema TC in grado di realizzare immagini di qualsiasi parte del corpo fu l'ACTA (*Automatic Computerized Transverse Axial*) progettato da Robert Ledley, presso la Georgetown University. Questa macchina possedeva, come rilevatori, 30 tubi fotomoltiplicatori ed era in grado di completare una scansione in soli nove cicli di traslazione/rotazione, una velocità molto superiore a quella dell'apparecchiatura della EMI. Utilizzava 34 calcolatori PDP-11 sia per comandare i servo-meccanismi, sia per acquisire ed elaborare le immagini[12]. La casa farmaceutica Pfizer acquista il prototipo dall'università, insieme con i diritti per la fabbricazione di esso. Pfizer ha iniziato quindi a commercializzare il modello, chiamandolo "200FS" (*FS* significa “scansione veloce”), ottenendo un grande successo nelle vendite. Questa apparecchiatura produceva immagini in una matrice di 256×256, consentendo una molto migliore risoluzione spaziale rispetto a quella della EMI che era di 80×80.[13][14]

Da questo momento in poi la tecnologia della TAC migliorò costantemente, anche grazie alla sempre maggiore capacità di calcolo dei computer. I grandi miglioramenti nella velocità di scansione, nel numero di proiezioni acquisibili e nella qualità delle immagini, sono stati fondamentali perché tale tecnologia venisse presa in considerazione anche per l'imaging cardiaco. Nel 2008 Siemens ha introdotto una nuova generazione di scanner in grado di acquisire un volume di una certa dimensione in meno di 1 secondo, una velocità sufficiente per produrre immagini nitide di cuori che battono e delle arterie coronarie.

Metodica

La legge dell'assorbimento dei raggi X spiega come, dato un fascio di raggi X di una certa intensità iniziale I_0, esso venga attenuato in intensità $I(t)$ in misura esponenzialmente decrescente al coefficiente di attenuazione di massa μ e al cammino percorso nel mezzo t. Il coefficiente di attenuazione di massa dipende dalla densità ρ del materiale attraversato e dall'energia E del fascio di raggi X.

$$I(t) = I_0 e^{-\mu t}$$

Quindi il fascio di raggi X attraversando un oggetto verrà attenuato tanto più quanto attraverserà materiali ad alto numero atomico, tanto più sarà bassa l'energia e maggiore sarà lo spessore attraversato; viceversa, se attraversa un materiale a bassa densità, percorre uno spessore piccolo e l'energia è più alta, allora l'attenuazione

sarà minore. Questo è il motivo per cui nelle radiografie analogiche gli oggetti a densità maggiore appaiono chiari (massima attenuazione) e gli oggetti a densità minore appaiono più scuri (minima attenuazione).

Il principio iniziale su cui si basa la ricostruzione tomografica è che acquisendo tante proiezioni radiografiche dello stesso oggetto ad angolazioni diverse è possibile ricostruire l'oggetto nelle due dimensioni. Per ottenere la terza dimensione si utilizzano complessi algoritmi matematici che elaborano i pixel delle successive scansioni tra i quali i metodi di retroproiezione filtrata (algoritmo Filtered Back Projection, FBP) se il fascio di raggi X è parallelo o a ventaglio, il metodo di Feldkamp se il fascio è conico oppure metodi iterativi[15]. Ovviamente per poter applicare questi algoritmi è necessario riprendere le proiezioni radiografiche in immagini digitali cioè una matrice di numeri organizzata il cui più piccolo elemento è chiamato pixel e il valore al suo interno è un numero in scala di grigi a cui corrisponde una misura dell'attenuazione del fascio in quel punto. Dopo aver applicato gli algoritmi di ricostruzione si ottiene un'immagine digitale che rappresenta la distribuzione della densità dell'oggetto in una sua sezione interna (slice) e il cui più piccolo elemento viene chiamato voxel in quanto si tratta di un elemento di volume. Quanto più piccolo è il volume rappresentato da un voxel, tanto maggiore è la risoluzione spaziale. Per velocizzare le acquisizioni ora sono concatenate in acquisizioni di dati con movimento a spirale ottenuto muovendo non il gantry ovviamente ma il lettino col paziente durante l'acquisizione della riga di dati iniziali (dati h).

Al fine di confrontare i risultati della tomografia ottenuti da diversi strumenti tomografici si definisce e si prende a riferimento la Scala di Hounsfield[16]. L'unità di misura dei valori numerici ricostruiti è HU (unità di Hounsfield). Il numero all'interno del voxel è detto $\boldsymbol{numero\ CT}$, rappresenta la densità dell'oggetto in quel punto e si misura in HU se opportunamente calibrato secondo la seguente relazione:

$$numero\ CT = 1000\frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

La formula per il calcolo delle HU evidenzia come l'acqua venga presa a riferimento. Infatti il numero CT dell'acqua è ovviamente 0 HU; la densità dell'aria è considerata nulla $\mu = 0$ e quindi il numero CT dell'aria assume un valore di -1000 HU; per l'osso, che ha una densità all'incirca doppia di quella dell'acqua, il numero CT è +1000 HU.

Le dimensioni di un'immagine tomografica in uno scanner medicale standard sono normalmente di 512×512 voxel e profondità di 16 bit/pixel, anche se la tecnologia attuale permette di ottenere risultati anche migliori sia in termini di numero di voxel sia di risoluzione spaziale. La metodica TC consente risultati migliori della radiologia tradizionale per quanto riguarda la differenziazione dei tessuti molli. Infatti la TC produce un volume di dati che possono essere manipolati, attraverso un sistema noto come "*windowing*", per visualizzare le varie strutture anatomiche interne di un corpo in base alla loro capacità di attenuare il fascio di raggi X. Lo studio TC, a seconda dei distretti corporei e degli organi da valutare, può essere implementato con l'infusione di mezzo di contrasto endovenoso organo-iodato, che consente una migliore differenziazione di strutture con densità simile, o la valutazione della stessa struttura in tempi diversi, con acquisizioni multiple delle immagini e attraverso l'uso di un iniettore a flusso variabile.

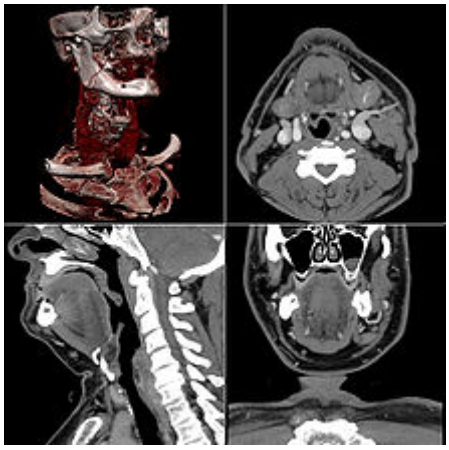
Questo strumento diagnostico permette di settare lo spessore delle scansioni, che a seconda della tecnologia della macchia può influire in modo differente sulla regolazione, lo spessore minimo impostabile è generalmente 0,5 mm, questo parametro oltre a influire sul numero delle scansioni, delle radiazioni e in alcuni casi anche sulla velocità d'esecuzione, ha effetti anche sulla precisione e dettaglio dell'immagine.[17]

Il tomografo computerizzato

L'emettitore del fascio di raggi X ruota attorno al paziente e il rivelatore, al lato opposto, raccoglie l'immagine di una sezione del paziente; il lettino del paziente scorre in modo molto preciso e determinabile all'interno di un tunnel di scansione, presentando a ogni giro una sezione diversa del corpo. Le sequenze di immagini, assieme

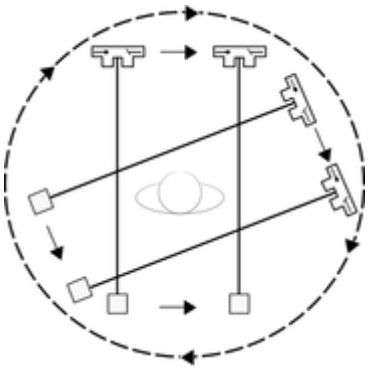
alle informazioni dell'angolo di ripresa, sono elaborate da un computer, che presenta il risultato sul monitor.

Tale risultato è costituito da una serie di sezioni non necessariamente contigue di spessore preimpostato: l'insieme delle sezioni ricostruite costituiscono i dati inerenti al volume di scansione che possono essere ricostruiti da un software di rendering tridimensionale per produrre immagini tomografiche di qualsiasi piano spaziale (frontale, sagittale, assiale) o, in alternativa, per ottenere immagini tridimensionali o endoscopiche. Per ottenere le immagini tomografiche del paziente a partire dai dati "grezzi" della scansione (RAW Data) il computer dedicato alla ricostruzione impiega complessi algoritmi matematici di ricostruzione dell'immagine. I processi più importanti per ottenere le immagini dai dati grezzi sono la convoluzione e la retroproiezione o backprojection (trasformata di Radon). Le immagini di partenza di tutte le sezioni vengono normalmente registrate su un sistema di archiviazione (PACS) e le sezioni più importanti vengono talvolta stampate su pellicola. Il rivelatore ad alta efficienza è normalmente costituito da cesio ioduro, calcio fluoruro, cadmio tungstato.



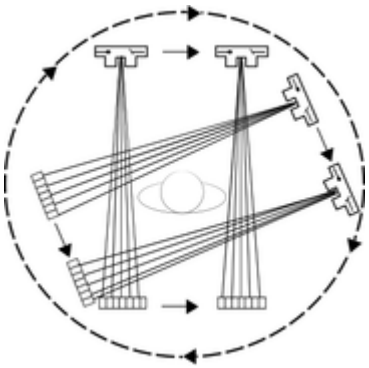
Esempi di immagini solitamente fornite da una TAC: in alto a sinistra la ricostruzione volumetrica, a destra il piano assiale, in basso i piani sagittale e frontale

Le "generazioni" dei tomografi computerizzati



Schema di un tomografo di prima generazione

I primi modelli di tomografi computerizzati, chiamati in seguito di "**prima generazione**", erano costituito da un tubo radiogeno che emetteva un fascio lineare di raggi X. Per eseguire una scansione il tubo radiogeno compiva prima una traslazione e poi una rotazione di un grado; questi due movimenti venivano ripetuti per 180 volte al fine di ottenere una rotazione complessiva intorno al paziente di 180° per un totale di 28 800 acquisizioni (180 proiezioni angolari X 160 raggi di proiezione). Solidale al tubo radiogeno e posto in posizione diametralmente opposta, vi era un unico detettore, in grado di rilevare l'attenuazione del fascio di raggi X. Il valore dell'attenuazione veniva poi trasformato in un segnale elettrico che, rielaborato, permetteva di calcolare la densità del volume di corpo che era stato attraversato e da qui ricostruire le immagini assiali. Generalmente, queste apparecchiature erano molto lente (per via della lunga sequenza di traslazioni e rotazioni) e in grado di produrre immagini solamente di bassa risoluzione spaziale.[12]

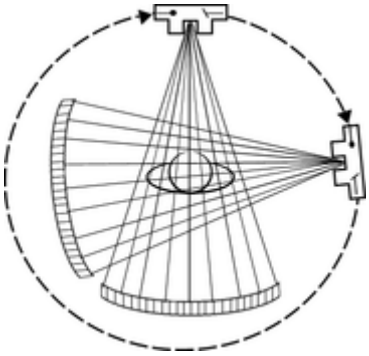


Schema di un tomografo di seconda generazione

La "**seconda generazione**" di tomografi, introdotta dal 1974 presso la *Cleveland Clinic*, presentò notevoli progressi. Per prima cosa la geometria del fascio radiante da lineare è diventata “a ventaglio”, con un'ampiezza di 20-30 gradi, e conseguentemente è aumentato il numero dei detettori che è passato da 1 a un gruppo di 20-30 (sempre solidali e contrapposti al tubo radiogeno). Ciò ha permesso di evitare al tubo radiogeno il movimento di traslazione, lasciando solo quello di rotazione intorno al paziente, con un conseguente notevole risparmio di tempo (una singola scansione con questa generazione di tomografi comportava solo alcune decine di secondi) e di complessità meccanica.[18]

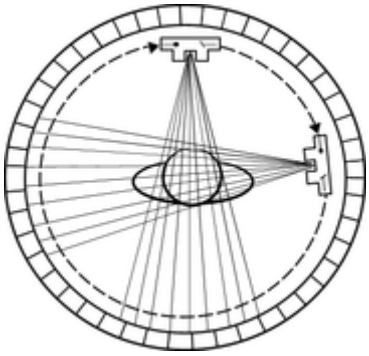
Grazie a un miglioramento della tecnologia, piuttosto che l'applicazione di principi di funzionamento innovativi, i tomografi di "**terza generazione**" (introdotti nel 1975) soppiantarono quelli delle generazioni precedenti ed ebbero un tale successo che sono a oggi la tipologia più diffusa. Essi si differenziano da quelli

della seconda generazione per via del fascio a raggi X ancora più ampio (dai 30 ai 50 gradi) tanto da riuscire a comprendere l'intera porzione anatomica da studiare. Anche il numero dei detettori risulta ampiamente aumentato, raggiungendo le diverse centinaia di elementi. I detettori, inoltre, spesso vengono disposti su più di una fila, in modo da poter acquisire più sezioni in un'unica rotazione del tubo, rendendo l'acquisizione estremamente veloce tanto da poter essere utilizzata per lo studio del cuore in movimento.



Schema di un tomografo di terza generazione

Nei primi modelli, a una rotazione ne seguiva un'altra nel senso inverso, in modo che i cavi di alimentazione ritornassero nella posizione di partenza, senza attorcigliarsi. Tale metodica obbligava all'acquisizione di un solo strato per volta. A partire dal 1989, venne introdotta un'ulteriore caratteristica fondamentale per velocizzare l'esecuzione dell'intero esame: l'eliminazione dei cavi di alimentazione del tubo radiogeno che impedivano la rotazione continua dello stesso, in vantaggio dell'adozione di contatti striscianti che forniscono l'energia elettrica al tubo. Identica tecnica è utilizzata per le linee di dati dei detettori che rimangono solidali al tubo. Grazie a tutto ciò, i tomografi di terza generazione sono in grado di eseguire acquisizioni con voxel isotropico (delle stesse dimensioni sui tre lati) e a spirale, con la conseguente possibilità di ricostruire le immagini su più piani e tridimensionalmente.[19]



Schema di un tomografo di quarta generazione

I tomografi di "**quarta generazione**" presentavano sensori fissi disposti circolarmente su tutto l'anello del gantry e sono stati abbandonati.

I tomografi moderni derivano da quelli di terza generazione ma hanno una caratteristica fondamentale, quella di acquisire a spirale: nei tomografi a rotazione continua unidirezionale infatti il tubo radiogeno e i rilevatori sono montati su un anello rotante che si alimenta a "contatti striscianti" (slip ring), senza più il problema dei cavi che si attorcigliano. Questa metodica consente l'acquisizione delle immagini in modo continuo: mentre il tavolo che porta il paziente si muove su un piano di scorrimento, i piani di scansione descrivono un'elica attorno al paziente, ottenendo una scansione "a spirale".[20] Ultimamente la tecnica di scansione adottata è la volumetrica. L'evoluzione tecnologica ha infatti permesso di ottenere detettori molto larghi; ad esempio l'ultima generazione di TAC Toshiba/Canon permette un'acquisizione istantanea di 320 canali dalla larghezza di 0,5 millimetri ciascuno, ottenendo così un'acquisizione volumetrica di 160 millimetri di profonditá in meno di mezzo secondo.

Tomografi computerizzati a fascio di elettroni

Tecnologia multistrato

I tomografi computerizzati a multi-strato sono una nuova famiglia di tomografi ad alto livello di dettaglio anatomico (fino a 0,5 mm) e di recente introduzione della quale i primi esempi risalgono al 1998. Una corona di sensori (detti detettori) registra l'attenuazione di un fascio radiogeno (raggi X) rotante intorno a un soggetto e trasformano attraverso elaborazioni matematiche questi dati in immagini leggibili da radiologi esperti. Le prime TC multistrato (o *multislice*) avevano due corone di detettori.

A oggi le migliori hanno 640 file di detettori. Sono possibili indagini accurate di endoscopia virtuale del colon in alternativa al clisma opaco (ma la colonscopia a fibre ottiche conserva il vantaggio dell'analisi bioptica della eventuale lesione o addirittura della sua estemporanea asportazione - ad esempio, un piccolo polipo). Un'altra importante applicazione è l'analisi vascolare di piccole arterie come le coronarie che si possono studiare, in

soggetti non affetti da patologia acuta, in alternativa alla più invasiva coronarografia, e gli esami cardiologici dove la TAC multi-strato consente lo studio del cuore in un solo battito cardiaco, riducendo al minimo possibile le dosi di radiazione previste per il paziente. In generale, le immagini prodotte consentono un dettaglio anatomico eccezionale a fronte però di un consistente aumento della dose efficace di radiazioni al paziente, ragione per cui è molto importante la giustificazione razionale all'esame diagnostico.

Altrettanto importante è che la dose somministrata sia la minima indispensabile per ottenere il risultato diagnostico voluto (in inglese ALARA = *as low as reasonably achievable*, tanto bassa quanto ragionevolmente ottenibile).[21]

Attualmente esistono metodiche di TC dette "*Dual Energy*", che consentono di ridurre ulteriormente la dose alla popolazione, utilizzando due tubi di tensione diversa, risparmiando il passaggio della scansione senza mezzo di contrasto (l'immagine si può ottenere confrontando le due immagini ottenute e sottraendo le U.H. del contrasto).[22]

Tomografi computerizzati a spirale

I tomografi spiroidei più comuni compiono una rotazione in più o meno un secondo e consentono un'acquisizione completa di un volume corporeo in 40 secondi - un minuto: questa avviene in un'unica apnea, riducendo gli artefatti di movimento del paziente. I moderni tomografi multistrato possono impiegare anche solo pochi secondi, ottenendo decine di scansioni per ogni singola rotazione. Tomografi superveloci possono consentire lo studio del cuore. Recentemente è stata ideata anche una tecnica che consente l'esecuzione di una vera e propria colonscopia virtuale.

Sempre recentemente si assiste alla comparsa di TC con doppio tubo radiogeno, dette "dual source". Queste TC dispongono per l'appunto di due tubi radiogeni che funzionano a differenti energie; in questo modo, a causa della differente attenuazione dei tessuti sulle radiazioni a energia differente, si riesce ad avere una risoluzione di contrasto migliore.

TC-PET

Impiego clinico

Studio del cranio e dell'encefalo

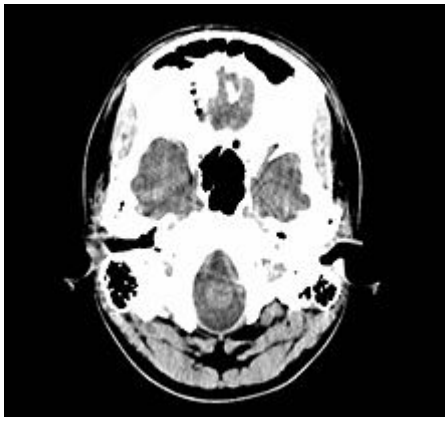
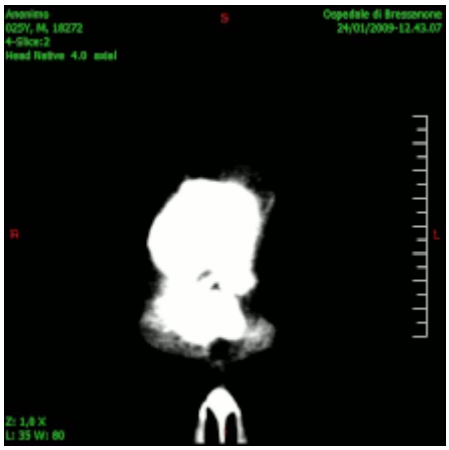


Immagine di una scansione TC del cervello

Uno degli utilizzi più frequenti, tanto da diventare il *gold standard* per la diagnosi di molte patologie, della tomografia computerizzata è lo studio del cranio e dell'encefalo. La complessità di questa regione anatomica e la presenza di numerose strutture sovrapposte, nonché la necessità di visualizzare dettagli spesso propedeutici a un intervento neurochirurgico, rende indispensabile la possibilità di ottenere immagini multi-planari ad alta risoluzione. Nonostante la risonanza magnetica stia acquisendo sempre maggiore importanza per quanto riguarda lo studio dell'encefalo, la TC garantisce tempi di esecuzione nettamente inferiori, non presenta problematiche relative alla presenza di forti campi magnetici e di claustrofobia, rendendo tale metodica la prima scelta, nonché la più adatta in situazioni di emergenza come traumi cranici e sospetti ictus cerebrali (emorragici o ischemici).[23]

Per quanto riguarda lo studio dell'encefalo, l'esame consiste in una scansione (con o senza mezzo di contrasto) che comprenda la regione che va dal foro occipitale fino al vertice del cranio, seguendo un orientamento che può basarsi su diversi piani anatomici (generalmente orbito-meatale o neuro-oculare).[24] Lo studio può essere completato da una ricostruzione multi-planare delle immagini ottenute tramite i tre piani spaziali.[25] Solitamente la TC encefalo viene utilizzata per la diagnosi di lesioni cerebrali e cerebellari di varia eziologia, neoplasie, ictus, forme di demenza senile, idrocefali, ecc.[23]

Anche per lo studio delle strutture ossee del cranio la tomografia computerizzata può trovare un largo impiego. Tramite questa metodica sono infatti spesso studiate le orbite, le rocche petrose nonché la sella turcica; lo studio delle ultime due trae particolare beneficio dalla possibilità di una ricostruzione MPR sul piano coronale. La TC rappresenta l'esame di elezione per lo studio dell'intero massiccio facciale per la ricerca di neoplasie, polipi dei seni paranasali, sinusite, processi infiammatori o per la valutazione di traumi.[26]



Ricostruzione coronale di una scansione TC all'encefalo, sede di un glioblastoma

Tomografi computerizzati con acquisizione volumetrica possono essere utilizzati, grazie all'impiego del mezzo di contrasto iodato, per approfonditi studi angiografici dei vasi che perfondono l'encefalo (arterie carotidi e poligono di Willis), di cui spesso è richiesta una ricostruzione tridimensionale al fine di visualizzare al meglio la morfologia e l'eventuale presenza di aneurismi o stenosi.[27]

Studio delle arcate dentarie

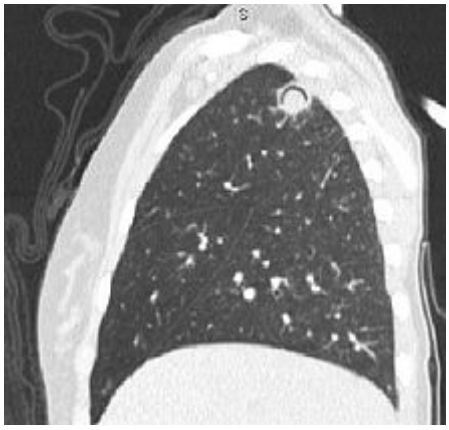
Le limitazioni dell'ortopantomografo rendono in alcuni casi la tomografia computerizzata quasi indispensabile per lo studio delle arcate dentarie. In particolare, l'implantologia computer assistita necessita di immagini tridimensionali affinché possa essere effettuata la pianificazione dell'intervento. In particolare la tomografia computerizzata, in ambito di implantologia è utile per la stima della qualità e quantità dell'osso dove verrà posizionato l'impianto, nonché la valutazione degli spazi necessari affinché non si corra il rischio di lesionare il nervo alveolare o perforare il seno mascellare. Dalla fine degli anni 1990, alla tradizionale metodica, si è affiancata la tomografia computerizzata cone beam, che utilizza un fascio a raggi X conico invece che "a spazzola", la quale si sta sempre più affermando in ambito odontoiatrico-maxillo facciale.[28]

Studio del collo

La complessità delle strutture anatomiche presenti nel collo e la rapidità di esecuzione dell'esame rendono la tomografia computerizzata, insieme alla risonanza magnetica e all'ecografia, una delle metodiche di elezione per lo studio di questa regione. Se la valutazione di eventuali fratture trova nella TC il suo migliore strumento, essa può essere efficacemente utilizzata, spesso ricorrendo anche alla somministrazione di mezzo di contrasto, per la ricerca di neoplasie benigne o maligne della rinofaringe, della laringe e della ipofaringe, nonché di linfomi.[29] Lo studio della tiroide viene spesso eseguito tramite altre metodiche (come l'ecografia o la scintigrafia tiroidea) tuttavia anche la TC può essere impiegata per la valutazione del gozzo tiroideo e dei tumori tiroidei, anche se spesso nei pazienti con ipertiroidismo è necessario rinunciare all'utilizzo del mezzo di contrasto per evitare crisi tireotossiche.[30][31][32]

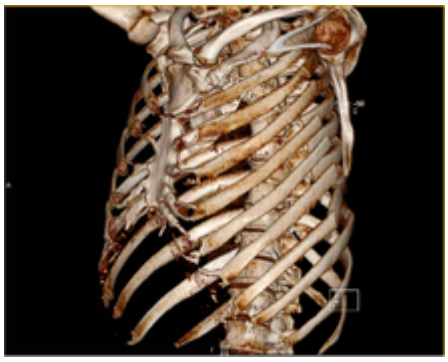
Studio del torace

Storicamente, dopo lo studio dell'encefalo, il torace è il secondo distretto corporeo a essere stato studiato tramite tomografia computerizzata ricavando ottimi risultati, tanto da diventare la metodica diagnostica standard per molte patologie. Infatti, la radiografia del torace, nonostante sia di larghissimo impiego, risulta limitata a causa della sovrapposizione delle strutture anatomiche (problematica solo in parte superabile dall'esecuzione di due proiezioni perpendicolari) che dalla imprecisione su alcune patologie che non permette sempre di ottenere una diagnosi precisa. Inoltre, la risonanza magnetica, per via dei principi fisici alla base del suo funzionamento, poco si presta allo studio dei polmoni caratterizzati dalla presenza di ampi volumi di aria nonché da un continuo movimento (così come per il cuore) per il quale è necessaria una metodica come la TC in grado di scansionare l'intero torace in pochi secondi.[33][34]



Tomografia computerizzata in piano sagittale

L'ampio uso della tomografia computerizzata per lo studio del torace ha portato allo sviluppo di particolari algoritmi di ricostruzione delle immagini, di filtri e di tecniche che permettono di ottimizzare l'esame a seconda dell'organo toracico esaminato e della patologia sospettata. Inoltre, questa metodica risulta fondamentale e praticamente esclusiva per guidare il radiologo interventista nella biopsia di tessuti presenti all'interno della cavità toracica.[35]



Ricostruzione tridimensionale di una TC toracica con un filtro che visualizza l'osso

Per quanto riguarda i vasi sanguigni, la TC del torace trova larghissimo impegno nello studio dell'arco aortico, in particolare alla ricerca di aneurismi o dissecazioni nonché per la valutazione post-operatoria e nel *follow up*.[36] Grazie alla TC è inoltre possibile diagnosticare la presenza di una tromboembolia polmonare.[37] Tutti gli esami vascolari richiedono, solitamente, la somministrazione di mezzo di contrasto e spesso sono eseguiti in situazioni di emergenza dove la velocità della metodica risulta essere di fondamentale importanza.[36]

Lo studio del polmone può essere effettuato con grande precisione grazie alla TC per una moltitudine di patologie, al fine sia di giungere a una diagnosi definitiva sia per inquadrare meglio il paziente per successivi indagini. Le ricostruzioni multi-planari possono risultare molto utili nel caso della valutazione di un tumore polmonare o broncopolmonare al fine di conoscere al meglio la sua sede e i rapporti anatomici oltre alla identificazione della dimensione dei linfonodi.[38] Un'acquisizione ad alta risoluzione può essere fondamentale per una corretta valutazione di alcune patologie dell'apparato respiratorio inferiore come, ad esempio, fibrosi polmonare, bronchiettasie, stenosi delle vie respiratore, BPCO, asbestosi, polmoniti, tubercolosi polmonare, ecc.[39]

Studio del cuore

Grazie alla disponibilità sul mercato di tomografi computerizzati multi-strato sempre più veloci in grado di acquisire notevoli volumi corporei in pochissimo tempo, è stato possibile estendere l'utilizzo di tale metodica anche allo studio del muscolo cardiaco che nel soggetto vivo si presenta in continuo movimento. Numerosi studi sono stati effettuati per comparare la capacità prognostica dell'esame delle calcificazioni delle arterie coronarie tramite le tecniche non invasive come la TC multistrato, la *electron beam tomography* e la risonanza magnetica rispetto alla angiografia coronarica realizzata per via percutanea; al 2016 quest'ultima vanta ancora risultati iconografici migliori in particolare per quanto riguarda la risoluzione spaziale e il miglior rapporto segnale/rumore, tuttavia queste differenze si stanno attenuando grazie ai progressi tecnologici dei

tomografi.[40][41][42][43] Inoltre, l'acquisizione di immagini cardiache può essere utile anche per la pianificazione di interventi cardiochirurgici, come quelli relativi alla valvola mitralica.[43][44]

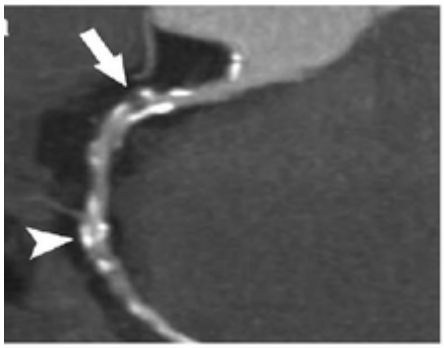
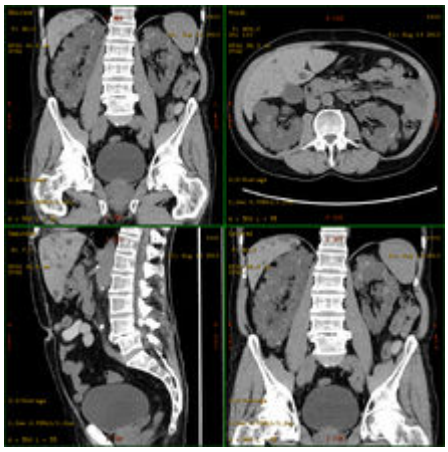


Immagine di una tomografia computerizzata delle coronarie con mezzo di contrasto

Gli scopi diagnostici per cui si può ricorrere alla tomografia computerizzata in abito cardiologico sono la valutazione della calcificazione delle coronarie, lo studio morfologico del cuore, delle arterie coronariche e delle vene cardiache. L'esame si realizza con la somministrazione di mezzo di contrasto per via venosa e ci si avvale di un sistema (ve ne sono di vario tipo a seconda della casa costruttrice dell'apparecchiatura) per la sincronizzazione delle acquisizioni con la frequenza cardiaca, in modo da minimizzare gli artefatti da movimento ed escludere le fasi del ciclo cardiaco meno utili (tipicamente la diastole e la protodiastole).[45][46] Questa tecnica risulta, tuttavia, poco efficace nei pazienti che presentano aritmia e dunque una maggiore variabilità nel ritmo cardiaco.[47] Le immagini ottenute possono essere poi ricostruite con vari algoritmi, alcuni creati *ad hoc* per le indagini cardiache, a seconda della patologia da studiare e dalle necessità diagnostiche.[48]

Se l'utilizzo della TC è certamente meno invasivo di una coronarografia realizzata per via percutanea, uno degli svantaggi è l'alta dose (circa 8–10 mS) di radiazioni ionizzanti a cui deve essere sottoposto il paziente al fine di ottenere immagini a qualità sufficiente. Sono allo studio protocolli di acquisizione sempre più efficaci in modo da poter ridurre sensibilmente tale dose.[45]

Studio dell'addome



Tomografia computerizzata dell'addome ricostruita nei vari piani dello spazio

Vi sono molte situazioni cliniche che interessano la regione e gli organi addominali che possono essere studiate tramite tomografia computerizzata. Spesso, tali studi richiedono più di una scansione in quanto è necessario valutare le immagini sia senza mezzo di contrasto sia dopo la sua somministrazione, in modo da poter valutare al meglio la vascolarizzazione, caratterizzare alcune masse sospette, evidenziare i parenchimi e studiare il funzionamento dell'apparato urinario. Ciò può comportare l'esposizione a notevoli dosi di radiazioni ionizzanti.[49]

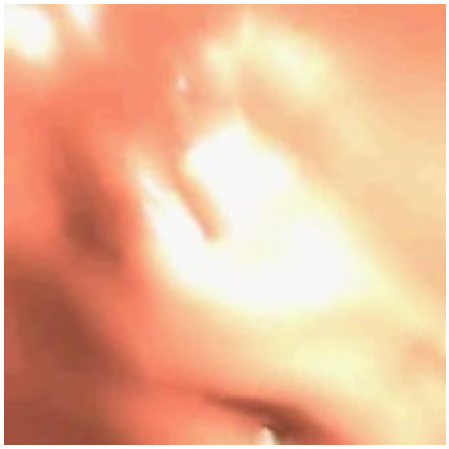
Il fegato e le vie biliari possono essere studiate tramite TC alla ricerca e per la caratterizzazione di lesioni focali benigne (come cisti ed emangiomi) o maligne (epatocarcinoma e colangiocarcinoma) e metastasi. La particolare vascolarizzazione del fegato (sistema portale) richiede spesso l'effettuazione di due o tre scansioni a distanza di alcuni minuti per valutare la diffusione del mezzo di contrasto nel tempo.[50]

Il pancreas viene studiato perlopiù per la diagnosi di pancreatite acuta e cronica, nonché per i vari tumori che lo possono colpire.[51]

L'apparato urinario ben si presta a essere studiato con la TC. Acquisizioni effettuate pochi istanti dopo la somministrazione di mezzo di contrasto permettono di visualizzare ottimamente le arterie renali e la porzione corticale del rene. Dopo circa 80 secondi dalla somministrazione è possibile visualizzare al meglio la regione

midollare renale e osservare quindi le parti più interne dell'organo. Dopo alcuni minuti, il mezzo di contrasto dovrebbe aver percorso gli ureteri e raggiunto la vescica, quindi immagini ottenute in questo momento possono dimostrare o meno la funzionalità renale e la pervietà delle vie escretrici.[52][53]

Altri organi e strutture pelviche possono essere studiate tramite TC, alla ricerca di cisti, neoplasie, malformazioni, ecc. Tuttavia, vista la non indifferente dose di radiazioni, spesso si preferiscono (almeno in prima istanza) altre metodiche di imaging come l'ecografia e la risonanza magnetica. Discorso a parte può essere fatto per il colon il quale, grazie ai progressi negli algoritmi di ricostruzione delle immagini, può essere studiato tramite colonscopia virtuale che permette, senza il fastidio e i rischi della colonscopia tradizionale, di ricercare malformazioni, ostruzioni, diverticoli, patologie infiammatorie (diverticolite, malattia di Crohn, colite ulcerosa, ecc.), polipi e neoplasie.[54] In certi contesti, la colonscopia virtuale è stata proposta anche come indagine di *screening* per il carcinoma del colon-retto.[55][56]



Riproduci file multimediale

Video che mostra una colonscopia virtuale del retto e del sigma

Infine, tutti gli organi addominali possono essere valutati tramite TC in caso di un forte trauma che possa far sospettare delle lesioni a essi.

Studio delle ossa e delle articolazioni

Ricostruzione tridimensionale ottenuta tramite tomografia computerizzata che mostra la frattura del piatto tibiale

Nonostante l'affermazione della risonanza magnetica nucleare per lo studio delle articolazioni abbia ridotto il campo di applicazione della tomografia computerizzata, la velocità di quest'ultima associata alla possibilità di ricostruzioni tridimensionali, hanno permesso alla TC di continuare a svolgere un ruolo di primo piano nella diagnosi di fratture complesse e nelle situazioni di urgenza.[57] Tra i distretti ossei più studiati in TC sempre più spesso vi è il bacino.[58] Nonostante tutto ciò, soprattutto per motivi radioprotezionistici e di costi, le fratture di più semplice diagnosi vengono valutate tramite radiografia tradizionale, relegando la tomografia per le situazioni dubbie e nei casi in cui non si abbia un paziente collaborante.[59][60]

Sicuramente l'elemento scheletrico (l'osso) è la porzione anatomica studiabile in TC con i migliori risultati, tuttavia, in particolari casi selezionati, l'utilizzo di mezzo di contrasto, sia per via endovenosa sia per iniezione intrarticolare, permette la visualizzazione degli elementi cartilaginei, muscolari e legamentosi. Talvolta la TC può essere utilizzata come supporto per procedure come la biopsia ossea e il trattamento degli osteomi.[61] La metodica può essere, inoltre, utilizzata anche per la diagnosi e la valutazione in corso di trattamento dell'osteoporosi.[62]

Inoltre anche la colonna vertebrale, nonostante la risonanza magnetica sia considerata il *gold standard* per molte sue patologie, può essere studiata in TC, in particolare alla ricerca di ernia del disco, protrusioni, fratture o crolli vertebrali nonché patologie neoplastiche.[63] Le ricostruzioni sui vari piani dello spazio sono spesso indispensabili per una corretta diagnosi.[64][65]

Altri utilizzi

Ambito industriale

In ambito industriale, la tomografia computerizzata a raggi X viene utilizzata principalmente per produrre rappresentazioni, si interne che esterne, tridimensionali di componenti. Gli scopi principali di queste applicazioni sono la ricerca di eventuali difetti, l'analisi dei guasti, la metrologia, l'analisi degli assiemi, il metodo degli elementi finiti basato su immagini[66] e le applicazioni di ingegneria inversa. Le scansioni TC sono impiegate anche nell'imaging e nella conservazione degli oggetti museali.[67]

La tomografia computerizzata ha trovato anche applicazione nella sicurezza dei trasporti (prevalentemente nella sicurezza aeroportuale) dove è attualmente utilizzata in un contesto di analisi dei materiali per il rilevamento di esplosivi.[68][69][70][71] Talvolta si ricorre a particolari algoritmi basati sulla visione artificiale in grado di analizzare le immagini prodotte dai tomografi per rilevare automaticamente oggetti potenzialmente pericolosi come, ad esempio, armi da fuoco, coltelli, contenitori di liquidi.[72][73][74]

Impiego in geologia

La tomografia computerizzata viene abitualmente utilizzata negli studi geologici per rivelare rapidamente il contenuto di un campione ottenuto tramite carotaggio.[75] I minerali densi come la pirite e la barite appaiono più luminosi mentre quelli meno densi, come l'argilla, appaiono opachi nelle immagini TC.[76]

Conservazione dei beni culturali

Note

1. ^ Herman, G. T., *Fundamentals of computerized tomography: Image reconstruction from projection*, 2nd edition, Springer, 2009
2. ^ *Computed tomography — Definition from the Merriam-Webster Online Dictionary*, su *merriam-webster.com*. URL consultato il 18 agosto 2009.
3. ^ Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, *et al.*, *Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer*, in *Arch. Intern. Med.*, vol. 169, n. 22, dicembre 2009, pp. 2078–86, DOI:10.1001/archinternmed.2009.427, PMID 20008690.
4. ^ Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP, *et al.*, *Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007*, in *Arch. Intern. Med.*, vol. 169, n. 22, dicembre 2009, pp. 2071–7, DOI:10.1001/archinternmed.2009.440, PMID 20008689.
5. ^ Brenner DJ, Hall EJ, *Computed tomography--an increasing source of radiation exposure*, in *N. Engl. J. Med.*, vol. 357, n. 22, novembre 2007, pp. 2277–84, DOI:10.1056/NEJMra072149, PMID 18046031.
6. Mazzucato, p. 1479.
7. ^ Caroline Richmond, *Obituary – Sir Godfrey Hounsfield*, in *BMJ*, vol. 329, n. 7467, 2004, pp. 687, DOI:10.1136/bmj.329.7467.687.
8. *The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979 Allan M. Cormack, Godfrey N. Hounsfield*, su *nobelprize.org*. URL consultato il 19 luglio 2013.
9. Beckmann EC, *CT scanning the early days* (**PDF**), in *TheBritish Journal of Radiology*, vol. 79, n. 937, gennaio 2006, pp. 5–8, DOI:10.1259/bjr/29444122, PMID 16421398 (archiviato dall'url originale il 19 settembre 2011).
10. ^ Ibid. Pag. 34

11. ^ Filler, Aaron G., *The History, Development and Impact of Computed Imaging in Neurological Diagnosis and Neurosurgery: CT, MRI, and DTI*, in *The Internet Journal of Neurosurgery*, vol. 7, n. 1, 2010, DOI:10.5580/23c6.
12. Mazzucato, p. 1480.
13. ^ Hounsfield GN, *Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system*, in *Br J Radiol*, vol. 46, n. 552, 1973, pp. 1016–22, DOI:10.1259/0007-1285-46-552-1016, PMID 4757352.
14. ^ (**JA**) Luessenhop AJ, Axelbaum SP, Schellinger D, Ledley RS, *[Design and clinical experience with ACTA scanner (whole body automatic computerized transeverse axial tomographic scanner)]*, in *Rinsho Hoshasen*, vol. 21, n. 2, 1976, pp. 163–8, PMID 944324.
15. ^ A. C. Kak and Malcolm Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, 1988.[1] (http://www.slaney.org/pct/)
16. ^ Spiral CT of the Abdomen, François Terrier, Marianne Grossholz, Christoph D. Becker, Springer, 2000 [2] (http://books.google.it/books?id=6GsGWlHs1_sC&pg=PA14&dq=hounsfield&hl=it&sa=X&ei=k_UdUbaIOaaF4gSByoGgCw&redir_esc=y#v=onepage&q=hounsfield&f=false)
17. ^ *TC* (**PDF**), su *tesionline.it*.
18. ^ Mazzucato, pp. 1480-1482.
19. ^ Mazzucato, p. 1482.
20. ^ Mazzucato, pp. 1482-1483.
21. ^ (**EN**) Shannoun F, Blettner M, Schmidberger H, Zeeb H, *Radiation Protection in Diagnostic Radiology*, in *Dtsch Arztebl Int.*, vol. 105, n. 3, gennaio 2008, pp. 41-46, DOI:10.3238/arztebl.2008.0041, PMC2696677.
22. ^ *La tecnologia dual-source si fa largo nella tomografia - Siemens Italia*, su *stampa.siemens.biz*. URL consultato il 16 aprile 2016.
23. Cei, p. 113.
24. ^ Cei, pp. 114-115.
25. ^ Cei, p. 115.
26. ^ Cei, pp. 116-118, 155-156.
27. ^ Cei, pp. 120-121.
28. ^ Cei, pp. 124-125.
29. ^ Cei, pp. 159-160.
30. ^ Cei, p. 162.
31. ^ Lee SY, Rhee CM, Leung AM, Braverman LE, Brent GA, Pearce EN, *A review: Radiographic iodinated contrast media-induced thyroid dysfunction*, in *J. Clin. Endocrinol. Metab.*, vol. 100, n. 2, 2015, pp. 376–83, DOI:10.1210/jc.2014-3292, PMC 4318903, PMID 25375985.
32. ^ Mazzucato, p. 1586.
33. ^ Cei, p. 169.
34. ^ Mazzucato, pp. 1669-1670.
35. ^ Cei, p. 189.
36. Cei, p. 183.
37. ^ Cei, p. 180.
38. ^ Cei, pp. 177-178.
39. ^ Cei, pp. 183,187-188.
40. ^ Cei, p. 193.

41. ^ Kinno M, Nagpal P, Horgan S, Waller AH, *Comparison of Echocardiography, Cardiac Magnetic Resonance, and Computed Tomographic Imaging for the Evaluation of Left Ventricular Myocardial Function: Part 2 (Diastolic and Regional Assessment)*, in *Curr Cardiol Rep*, vol. 19, n. 1, 2017, p. 6, DOI:10.1007/s11886-017-0816-3, PMID 28116679.
42. ^ Dweck MR, Williams MC, Moss AJ, Newby DE, Fayad ZA, *Computed Tomography and Cardiac Magnetic Resonance in Ischemic Heart Disease*, in *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 68, n. 20, 2016, pp. 2201–2216, DOI:10.1016/j.jacc.2016.08.047, PMID 27855810.
43. Jelnin V, Kliger C, Zucchetta F, Ruiz CE, *Use of Computed Tomography to Guide Mitral Interventions*, in *Interv Cardiol Clin*, vol. 5, n. 1, 2016, pp. 33–43, DOI:10.1016/j.iccl.2015.08.003, PMID 27852480.
44. ^ Mazzucato, pp. 1743-1749.
45. Cei, p. 202.
46. ^ Mazzucato, pp. 1761-1764.
47. ^ Cei, p. 196.
48. ^ Cei, pp. 205-205.
49. ^ Cei, p. 213.
50. ^ Cei, pp. 215-217.
51. ^ Cei, pp. 210, 220.
52. ^ Cei, pp. 244-245.
53. ^ Mazzucato, pp. 1853-1855.
54. ^ Cei, pp. 264-265, 270-271.
55. ^ Heiken JP, Peterson CM, Menias CO, *Virtual colonoscopy for colorectal cancer screening: current status*, in *Cancer Imaging*, 5 Spec No A, 2005, pp. S133–9, DOI:10.1102/1470-7330.2005.0108, PMC 1665314, PMID 16361129.
56. ^ (**EN**) Johns Hopkins, *Virtual Colonoscopy for Cancer Screening*, su *hopkinsmedicine.org*. URL consultato il 17 febbraio 2017.
57. ^ Cei, p. 275.
58. ^ Cei, p. 285.
59. ^ Trainham L, Rizzolo D, Diwan A, Lucas T, *Emergency management of high-energy pelvic trauma* , in *JAAPA*, vol. 28, n. 12, 2015, pp. 28–33, DOI:10.1097/01.JAA.0000473359.00222.a0, PMID 26561350.
60. ^ Cei, p. 289.
61. ^ Cei, p. 278.
62. ^ Oei L, Koromani F, Rivadeneira F, Zillikens MC, Oei EH, *Quantitative imaging methods in osteoporosis*, in *Quant Imaging Med Surg*, vol. 6, n. 6, 2016, pp. 680–698, DOI:10.21037/qims.2016.12.13, PMC 5219969, PMID 28090446.
63. ^ Cei, p. 298.
64. ^ Zheng G, Li S, *Medical image computing in diagnosis and intervention of spinal diseases*, in *Comput Med Imaging Graph*, vol. 45, 2015, pp. 99–101, DOI:10.1016/j.compmedimag.2015.08.006, PMID 26364266.
65. ^ Cei, pp. 298-299.
66. ^ Ll. M. Evans, L. Margetts, V. Casalegno, L. M. Lever, J. Bushell, T. Lowe, A. Wallwork, P. Young e A. Lindemann, *Transient thermal finite element analysis of CFC–Cu ITER monoblock using X-ray tomography data*, in *Fusion Engineering and Design*, vol. 100, 28 maggio 2015, pp. 100–111, DOI:10.1016/j.fusengdes.2015.04.048 (archiviato dall'url originale il 16 ottobre 2015).
67. ^ Payne, Emma Marie, *Imaging Techniques in Conservation* (**PDF**), in *Journal of Conservation and Museum Studies*, vol. 10, n. 2, 2012, pp. 17–29, DOI:10.5334/jcms.1021201.

68. ^ P. Babaheidarian e D. Castanon, *Joint reconstruction and material classification in spectral CT*, in *Anomaly Detection and Imaging with X-Rays (ADIX) III*, 2018, pp. 12, DOI:10.1117/12.2309663, ISBN 978-1-5106-1775-9.
69. ^ P. Jin, E. Haneda, K. D. Sauer e C. A. Bouman, *A model-based 3D multi-slice helical CT reconstruction algorithm for transportation security application*, in *Second International Conference on Image Formation in X-Ray Computed Tomography* (**PDF**), giugno 2012. URL consultato il 5 aprile 2015 (archiviato dall'originale l'11 aprile 2015).
70. ^ P. Jin, E. Haneda e C. A. Bouman, *Implicit Gibbs prior models for tomographic reconstruction*, in *Signals, Systems and Computers (ASILOMAR), 2012 Conference Record of the Forty Sixth Asilomar Conference on* (**PDF**), IEEE, novembre 2012, pp. 613–636. URL consultato il 5 aprile 2015 (archiviato dall'originale l'11 aprile 2015).
71. ^ S. J. Kisner, P. Jin, C. A. Bouman, K. D. Sauer, W. Garms, T. Gable, S. Oh, M. Merzbacher e S. Skatter, *Innovative data weighting for iterative reconstruction in a helical CT security baggage scanner*, in *Security Technology (ICCST), 2013 47th International Carnahan Conference on* (**PDF**), IEEE, ottobre 2013. URL consultato il 5 aprile 2015 (archiviato dall'originale il 10 aprile 2015).
72. ^ Megherbi, N., Flitton, G.T. e Breckon, T.P., *A Classifier based Approach for the Detection of Potential Threats in CT based Baggage Screening* (**PDF**), in *Proc. International Conference on Image Processing*, IEEE, settembre 2010, pp. 1833–1836, DOI:10.1109/ICIP.2010.5653676, ISBN 978-1-4244-7992-4. URL consultato il 5 novembre 2013.
73. ^ Megherbi, N., Han, J., Flitton, G.T. e Breckon, T.P., *A Comparison of Classification Approaches for Threat Detection in CT based Baggage Screening* (**PDF**), in *Proc. International Conference on Image Processing*, IEEE, settembre 2012, pp. 3109–3112, DOI:10.1109/ICIP.2012.6467558, ISBN 978-1-4673-2533-2. URL consultato il 5 novembre 2013.
74. ^ Flitton, G.T., Breckon, T.P. e Megherbi, N., *A Comparison of 3D Interest Point Descriptors with Application to Airport Baggage Object Detection in Complex CT Imagery* (**PDF**), in *Pattern Recognition*, vol. 46, n. 9, settembre 2013, pp. 2420–2436, DOI:10.1016/j.patcog.2013.02.008. URL consultato il 5 novembre 2013.
75. ^ *Laboratory | About Chikyu | The Deep-sea Scientific Drilling Vessel CHIKYU*, su *www.jamstec.go.jp*. URL consultato il 24 ottobre 2019.
76. ^ (**EN**) Satoshi Tonai, Yusuke Kubo, Man-Yin Tsang, Stephen Bowden, Kotaro Ide, Takehiro Hirose, Nana Kamiya, Yuzuru Yamamoto, Kiho Yang, Yasuhiro Yamada e Yuki Morono, *A New Method for Quality Control of Geological Cores by X-Ray Computed Tomography: Application in IODP Expedition 370*, in *Frontiers in Earth Science*, vol. 7, 2019, DOI:10.3389/feart.2019.00117, ISSN 2296-6463.

Bibliografia

- G. Cittadini, *Diagnostica per immagini e radioterapia*, IV edizione, Genova, Edizioni culturali internazionali, 2002, ISBN 978-88-7544-138-8.
- R. Pozzi Mucelli, *TC e TC spirale nella pratica clinica*, Napoli, Idelson Gnocchi editori, 2000, ISBN 978-88-7947-284-5.
- (**EN**) Alfidi R.J., *Computed Tomography of the human body*, 1977.
- (**EN**) Alfidi R.J., *Symposium on Wole Body Tomography*, 1977.
- (**EN**) Alfidi R.J., *Medical Imaging Tecniques: A Comparison*, 1997.
- Fernando Mazzucato, *Anatomia radiologica*, vol. 3, Piccin, 2009, ISBN 978-88-299-1980-2.
- Luigi Cei, *Tecniche di Tomografia Computerizzata e di Risonanza Magnetica*, II edizione, SEU, 2011, ISBN 978-88-6515-016-0.

Voci correlate

- Ecotomografia
- Fusion imaging
- Imaging a risonanza magnetica
- Mezzo di contrasto
- Stratigrafia (radiologia)
- Radiografia tradizionale
- Radiografia computerizzata
- Ring artifact
- Risonanza magnetica nucleare
- Tac delle coronarie
- Tomografia ottica a coerenza di fase
- Tomografia computerizzata cone beam

Altri progetti

- Wikizionario contiene il lemma di dizionario «**TAC**»
- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **TAC (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Computed_tomography?uselang=it)**

Collegamenti esterni

-
- (**EN**) *Tomografia computerizzata*, su *Enciclopedia Britannica*, Encyclopædia Britannica, Inc.
- Godfrey Hounsfield (https://www.nobelprize.org/medicine/laureates/1979/hounsfield-autobio.html), premio Nobel.
- Allan M. Cormack (https://www.nobelprize.org/medicine/laureates/1979/cormack-autobio.html), premio Nobel.
- *Informazioni cliniche e immagini di Tomografia Computerizzata*, su *neurorad.unipa.it*. URL consultato il 27 agosto 2005 (archiviato dall'url originale il 15 luglio 2007).
- Variazioni anatomiche e casi clinici con immagini di Tomografia Computerizzata (http://www.ctcases.net) - CT Cases.net
- Il ricordo della prima T.A.C. a cui ha assistito la neurologa Rosa Urcioli (http://www.memoro.org/it/video.php?ID=49), da *Memoro - la Banca della Memoria* (http://www.memoro.org)
- *Associazione Italiana di Bioingegneria*, su *aibio.it*.
- *Uso appropriato della TC nei bambini (articolo in Inglese)*, su *acr.org*. URL consultato l'8 luglio 2012 (archiviato dall'url originale il 15 giugno 2012).
- *Principi alla base della formazione dell'immagine diagnostica in medicina* (**PDF**), su *fisica.unisa.it*.

Controllo di autorità	Thesaurus BNCF 25037 (https://thes.bncf.firenze.sbn.it/termine.php?id=25037) · GND (**DE**) 4113240-3 (https://d-nb.info/gnd/4113240-3) · NDL (**EN**, **JA**) 00976418 (https://id.ndl.go.jp/auth/ndlna/00976418)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Tomografia_computerizzata&oldid=120049799"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 20 apr 2021 alle 22:57.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

Imaging a risonanza magnetica

Da Wikipedia, l'enciclopedia libera.

L'***imaging* a risonanza magnetica** (*Magnetic Resonance Imaging*, **MRI**), detto anche **tomografia a risonanza magnetica** (*Magnetic Resonance Tomography*, **MRT**) o **risonanza magnetica tomografica** (**RMT**), oppure semplicemente **RM**, è una tecnica di generazione di immagini usata prevalentemente a scopi diagnostici in campo medico, basata sul principio fisico della risonanza magnetica nucleare.

L'aggettivo "nucleare" si riferisce al fatto che il segnale di densità in RM è dato dal nucleo atomico dell'elemento esaminato, mentre, nelle più diffuse tecniche di imaging radiologico, la densità radiografica è determinata dalle caratteristiche degli orbitali elettronici degli atomi colpiti dai raggi X. Questa ulteriore specificazione non introduce ambiguità ed evita inoltre equivoci con il decadimento nucleare, fenomeno col quale la RM non ha alcunché in comune.

L'RM non è dannosa nei confronti del paziente, e quest'ultimo non è sottoposto a radiazioni ionizzanti come nel caso delle tecniche facenti uso di raggi X o di isotopi radioattivi. Le informazioni date dalle immagini di risonanza magnetica sono essenzialmente di natura diversa rispetto a quelle degli altri metodi di *imaging*, infatti è possibile la discriminazione tra tessuti sulla base della loro composizione biochimica, inoltre si hanno immagini delle sezioni corporee su tre piani diversi (assiale, coronale, sagittale), il che però non le conferisce la tridimensionalità.

Vi sono diverse applicazioni dell'imaging a risonanza magnetica, ad esempio l'imaging a risonanza magnetica in diffusione e la risonanza magnetica funzionale. Gli svantaggi dell'utilizzo di questa tecnica sono principalmente i costi e i tempi necessari all'acquisizione delle immagini.

Imaging a risonanza magnetica

Procedura medica

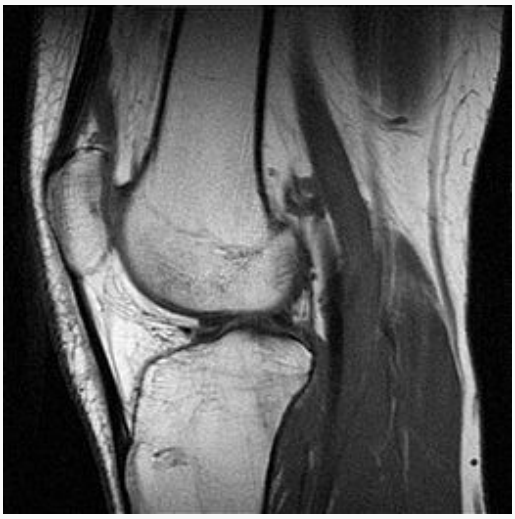


Immagine sagittale di un ginocchio ottenuta mediante risonanza magnetica

Classificazione e risorse esterne	
ICD-9	88.91 (http://icd9cm.chrisendres.com/index.php?srchtype=procs&srchtext=88.91&Submit=Search&action=search)
MeSH	D008279 (https://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2021/MB_cgi?field=uid&term=D008279)

Sinonimi

Risonanza magnetica nucleare, MRI, RMI, MRT, RM

Indice

Cenni storici

Principi fisici

MRI dal punto di vista medico

- Rischi per la salute

Tecnologia

- Magnete principale
- Bobine di gradiente
  - Geometria delle bobine di gradiente

- Rumore acustico
- Bobine ausiliarie
  - Bobine di *shimming*
  - Bobine di schermatura (*shielding*)

Procedura di imaging
- Imaging
  - Selezione della "fetta" (slice)
  - Codifica in frequenza
  - Codifica di fase
- Sequenze di base
  - Saturation Recovery
  - Inversion Recovery
  - Spin-Echo
- Modalità di *imaging* (contrasti)
- Diffusione

Riassunto sequenze principali

Impiego clinico
- Encefalo
- Rachide lombosacrale
- Fegato, pancreas e vie biliari
- Rene, vie urinarie, vasi renali, surrene
- Milza
- Intestino tenue e crasso
- Mammella
- Risonanza magnetica cardiaca
- Aorta toraco-addominale
- Apparato locomotore

Artefatti tipici
- Aliasing
- Artefatti da movimento
- Artefatti da radiofrequenze
- Ringing (o artefatto di Gibbs)
- Chemical shift
- Dipendenti dal mezzo di contrasto
- Disomogeneità del campo magnetico

Note

Bibliografia

Voci correlate

Altri progetti

Collegamenti esterni

Uno scanner per l'MRI da 3 Tesla.

Cenni storici

Scanner *Mark One*, la prima apparecchiatura per risonanza magnetica costruita e usata

Nel 1971 alla *Stony Brook University*, Paul Lauterbur provò ad applicare gradienti di campo magnetico in tutte e tre le dimensioni e una tecnica di retroproiezione per creare immagini. Le prime immagini di due tubi d'acqua ottenute con questa tecnica vennero pubblicate sulla rivista *Nature*, seguite dalla foto di un animale vivente, una vongola e, nel 1974, dall'immagine della cavità toracica di un topo. Lauterbur chiamò questo suo metodo "zeugmatografia", un termine che è stato successivamente sostituito da "imaging a risonanza magnetica".[1] Alla fine degli anni '70, i fisici Peter Mansfield e Paul Lauterbur svilupparono tecniche particolari, come la tecnica di imaging eco-planare (EPI).[2]

I progressi effettuati nella tecnologia dei semiconduttori si sono rivelati fondamentali per lo sviluppo della risonanza magnetica nella pratica che, infatti, richiede una grande quantità di potenza computazionale. Ciò è stato reso possibile dalla rapida crescita del numero di transistor su un singolo circuito integrato.[3] Mansfield e Lauterbur hanno ricevuto il premio Nobel per la fisiologia o la medicina nel 2003 per le loro "scoperte sull'imaging a risonanza magnetica".[4]

Principi fisici

Il principio di funzionamento si basa sul sottoporre il paziente ad un forte campo magnetico statico. L'intensità del campo magnetico può variare dai decimi di tesla, per piccole macchine dedicate allo studio delle articolazioni, a 3 tesla per le macchine attualmente in commercio per scopi diagnostici. Alcune macchine per la risonanza magnetica funzionale attualmente in commercio raggiungono campi di 7 T, mentre nell'ambito sperimentale sono in sviluppo dispositivi da 8 e 9 T.

Nel campo magnetico statico, gli spin dei protoni all'interno dei tessuti tendono ad allinearsi alle linee di forza (in modo parallelo o antiparallelo); poiché gli spin allineati in senso parallelo sono in numero superiore, i tessuti vengono a possedere una leggera magnetizzazione totale. Questo allineamento non è mai totale, ma piuttosto gli spin dei vari protoni incominciano a mostrare una precessione attorno alla direzione del campo magnetico.

Questa precessione mostra una frequenza tipica detta frequenza di Larmor che si trova nell'ordine dei MHz e quindi nel campo della radiofrequenza (per un campo di 1 T, la frequenza è di 42 MHz per l'atomo di idrogeno); se allora sul paziente viene applicato un campo magnetico rotante a questa esatta frequenza e di energia sufficiente, è possibile ruotare la magnetizzazione dei protoni di un angolo arbitrario (detto *flip angle*) che dipende dal tipo di immagini che si desidera ottenere.

Il fornire questa energia alla stessa frequenza di precessione è il fenomeno che dà il nome "risonanza" al metodo; si tratta dello stesso principio per cui fornendo la spinta al momento giusto, si può aumentare l'ampiezza delle oscillazioni di un'altalena, seppur nel nostro caso applicato a livello atomico.

Dopo l'impulso, gli spin dei protoni tenderanno a tornare al loro stato iniziale di allineamento lungo il campo (fenomeno di rilassamento); tramite una bobina ricevente viene misurato l'andamento della magnetizzazione nel piano perpendicolare al campo magnetico principale (*Free Induction Decay*, o *FID*). Tale rilassamento avviene con due costanti di tempo distinte: la prima, indicata con t_1, indica la rapidità con cui si ricostruisce la magnetizzazione diretta lungo la direzione del campo principale, e dipende dall'interazione tra protoni e le molecole circostanti (*rilassamento spin-reticolo*), la seconda, indicata con t_2, indica la rapidità con cui si distrugge la componente di magnetizzazione trasversale in condizioni ideali, e dipende dall'interazione mutua di protoni vicini (*rilassamento spin-spin*). In situazioni reali, la componente trasversa viene distrutta a causa della perdita di coerenza di fase tra i vari protoni del campione osservato, con un tempo chiamato $t_2^* < t_2$. Essendo espressione di proprietà fisiche diverse, queste costanti sono funzioni dell'intensità del campo magnetico e, in generale, indipendenti l'una dall'altra.

In teoria, sarebbe possibile effettuare misurazioni rilevando il segnale emesso da una grande varietà di nuclei atomici, come ad esempio il sodio, il fosforo, il carbonio e l'idrogeno, impostando la frequenza di risonanza delle bobine a radiofrequenza al valore appropriato. Tuttavia in campo diagnostico viene attualmente usato quasi esclusivamente l'idrogeno come fonte di segnale.

MRI dal punto di vista medico

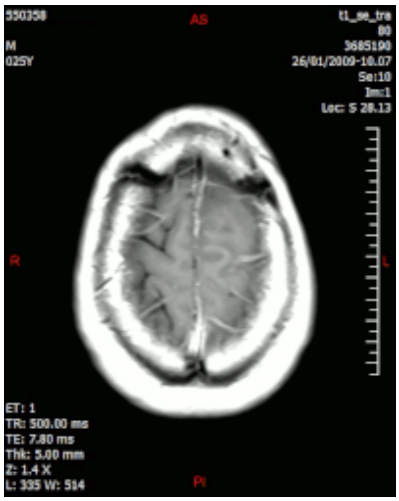
A prima vista, un'immagine di risonanza è simile a un'immagine ottenuta tramite tomografia computerizzata (TC). Esternamente le attrezzature per una TC e per una risonanza spesso sono simili: la principale differenza è la lunghezza del tubo in cui viene inserito il paziente, più piccola nel caso della TC, generalmente maggiore nel caso della MRI. In entrambe il paziente, su un lettino motorizzato, viene inserito in un anello. Nonostante questa sia la forma più comune per una macchina di risonanza magnetica umana, altre geometrie sono possibili (a ferro di cavallo o quadrata, ad esempio).

Il paziente non deve assolutamente indossare oggetti di materiale metallico potenzialmente ferromagnetico, quali orologi, bracciali, catenine; particolare attenzione deve essere posta per accertarsi che il paziente non abbia subito in passato incidenti in seguito ai quali schegge metalliche possano essere rimaste alloggiate nei tessuti, od operazioni chirurgiche che abbiano previsto l'impianto di materiali simili. Oggetti di materiale ferromagnetico immersi in un campo magnetico intenso subiscono forze rilevanti che possono provocarne lo spostamento con conseguente danno ai tessuti, ad esempio nel caso delle schegge che si trovassero vicino a vasi sanguigni; anche in assenza di tale rischio la presenza di materiale ferromagnetico, alterando il campo elettromagnetico cui sono sottoposti i tessuti, può causare un anomalo riscaldamento dei tessuti circostanti, con conseguente possibile danno.

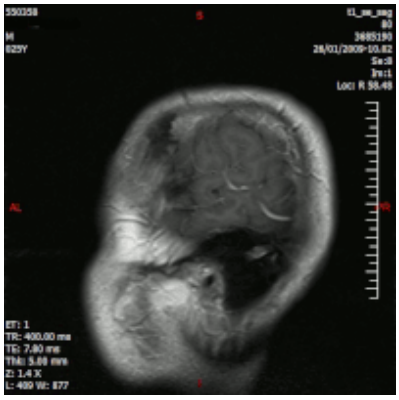
La presenza di protesi, clip vascolari, stent, stimolatori cardiaci o altri apparati medico-chirurgici può, in molti casi, impedire l'esecuzione o la corretta lettura dell'esame. Dagli anni 1990 vengono utilizzati sempre più spesso materiali RM-compatibili,[5] ma l'aumentare della potenza degli apparecchi rende tale problema ancora attuale: occorre per tal motivo conoscere, per ogni materiale utilizzato, fino a che intensità del campo magnetico è da considerarsi RM-free.

Le immagini di risonanza magnetica hanno normalmente dimensioni da 256×256 pixel (immagini cardiache) a 1024×1024 pixel (immagini cerebrali ad alta risoluzione) per una profondità di 16 bit/pixel. Questo comporta una risoluzione spaziale intrinseca piuttosto bassa (particolari di 1 mm sono praticamente al limite della visibilità), ma l'importanza di questo esame sta nel fatto di poter discriminare, per esempio, tra un tessuto del fegato ed uno della milza (che rispetto ai raggi X presentano la stessa trasparenza), oppure i tessuti sani dalle lesioni. I tempi di scansione sono molto più lunghi rispetto alle altre tecniche radiologiche (un esame completo di risonanza magnetica dura da 30 a 60 minuti), e la risoluzione temporale è generalmente piuttosto bassa (qualche immagine al secondo per le risoluzioni spaziali inferiori).

Animazione RMN dell'encefalo in un caso di un glioblastoma prima dell'intervento, un esempio di acquisizione su diversi piani anatomici



Trasversale



Sagittale

Coronale

Una caratteristica fondamentale della risonanza è la possibilità di variare il tipo di contrasto dell'immagine semplicemente modificando la sequenza di eccitazione che la macchina esegue. Ad esempio è possibile evidenziare oppure sopprimere il segnale dovuto al sangue, oppure ottenere informazioni di carattere funzionale invece che semplicemente morfologico.

La risonanza magnetica è una tecnica di imaging multiplanare, in quanto si possono acquisire immagini su piani assiali, coronali o sagittali e multiparametrica, in quanto i parametri di riferimento utilizzabili sono sia la densità protonica che i tempi di rilassamento t_1 e t_2.

Rischi per la salute

L'indagine di risonanza magnetica, in quanto non comporta l'assorbimento di radiazioni ionizzanti da parte del paziente, è indicata rispetto alla tomografia computerizzata quando non c'è necessità di avere un'altissima risoluzione spaziale. Inoltre risulta più utile in caso di lesioni localizzate in tessuti vicini a strutture ossee, che potrebbero non essere rilevabili attraverso i raggi X. Viene preferita alla tomografia computerizzata anche in particolari categorie di pazienti (donne in gravidanza, bambini) nei quali si preferisce evitare l'esposizione a raggi X per ragioni radioprotettive.

Per quanto riguarda le misure di sicurezza per gli operatori, per i pazienti e per il personale di servizio sono fondamentali le procedure di controllo su tutti i materiali ferromagnetici.

Per gli operatori, non sono ancora stati dimostrati danni per la salute derivanti dalla permanenza in campi statici, sebbene tutte le normative attuali ne contemplino il rischio (vedasi il Decreto Europeo 35 - giugno 2013), indicando nel Datore di Lavoro il diretto responsabile.

Esistono strumenti portatili (chiamati impropriamente "dosimetri") per il campionamento a lungo termine del campo magnetico.

Tecnologia

Uno scanner commerciale è principalmente formato da elementi che creano campi magnetici statici oppure variabili nel tempo e nello spazio, coordinati da una complessa elettronica di controllo. Tali elementi sono:

1. il magnete principale, la cui funzione è creare un campo magnetico statico e omogeneo di elevata intensità per permettere la polarizzazione dei nuclei;
2. le bobine a radiofrequenza, che generano il campo magnetico rotante alla frequenza di Larmor;
3. le bobine di gradiente, che generano campi magnetici che variano linearmente nello spazio, indispensabili alla generazione di immagini;
4. varie bobine ausiliarie, che servono a compensare le eventuali disomogeneità o per modificare in altro modo le geometrie dei campi principali.

Magnete principale

Il magnete principale è il componente più grande e costoso dello scanner, e tutto il resto dello scanner può essere considerato ausiliario ad esso. La sua funzione è quella di creare un campo magnetico costante nello spazio e nel tempo. La specifica più importante di un magnete per l'imaging a risonanza magnetica è l'intensità del campo prodotto. Campi magnetici di maggiore intensità aumentano il rapporto segnale/rumore (SNR) dell'immagine, permettendo risoluzioni più alte o scansioni più rapide. Tuttavia, intensità più alte richiedono magneti più costosi e con costi di manutenzione più elevati, oltre ad avere bisogno di misure di sicurezza più accurate. Al momento (2007), campi magnetici a 1,5 T sono considerati un buon compromesso tra costo e prestazioni per l'uso clinico generale. Sta comunque iniziando l'introduzione di campi magnetici a 3 T soprattutto per applicazioni di

risonanza magnetica funzionale cerebrale o per l'imaging cardiaco. Alcuni studi sono in corso per ciò che riguarda l'imaging sull'uomo con campi magnetici a 7 T ed è attualmente in costruzione uno scanner *whole-body* (cioè in grado di effettuare l'imaging di ogni distretto corporeo) a 11,7 T (progetto Neurospin francese[6]). Per esperimenti su cavie e piccoli animali, campi magnetici fino a 17 T sono attualmente usati.

Un'apparecchiatura per risonanza magnetica a elettromagnete a superconduttore

Un parametro altrettanto importante per valutare la qualità di un magnete è la sua omogeneità: le fluttuazioni nell'intensità del campo all'interno della regione osservata dovrebbero essere inferiori allo 0,001%.

Tre tipi di magnete sono usati:

Un magnete permanente per risonanza magnetica

- magnete permanente: magneti convenzionali fatti di materiali ferromagnetici (ad esempio acciaio) possono essere usati per ottenere il campo principale. Magneti di questo tipo sono estremamente ingombranti (con un peso che può superare le 100 tonnellate), ma una volta installati necessitano di pochi costi di manutenzione. I magneti permanenti possono raggiungere solo intensità di campo limitate (normalmente inferiori a 0,4 T) ed hanno stabilità nel tempo ed omogeneità non eccellenti. Pongono inoltre problemi di sicurezza, in quanto il campo magnetico non può essere mai disattivato.
- elettromagnete resistivo: si tratta di un solenoide di cavo di rame. I vantaggi di questo tipo di magnete sono il basso costo, ma l'intensità di campo è limitata e la stabilità scarsa. L'elettromagnete richiede una corrente elettrica notevole per mantenere attivo il campo, il che lo rende costoso da utilizzare. Questa soluzione è in generale obsoleta.
- elettromagnete a superconduttore: quando una lega di niobio-titanio è raffreddata da elio liquido a 4 K, essa diventa superconduttiva, cioè riduce la propria resistenza elettrica a zero. Costruendo un elettromagnete con cavo superconduttivo, è possibile ottenere intensità di campo molto alte con ottime caratteristiche di stabilità. La costruzione di un tale magnete è estremamente costosa, e l'elio per il raffreddamento è costoso e molto difficile da maneggiare. Tuttavia, nonostante il costo, magneti a superconduttore raffreddati ad elio sono i più comunemente usati negli scanner moderni. Nonostante l'isolamento termico, il calore presente nell'ambiente attorno allo scanner causa una lenta ebollizione ed evaporazione dell'elio liquido. Di conseguenza è necessario rabboccare regolarmente l'elio. Per questo motivo, un criostato può essere usato per ricondensare l'elio che evapora. Sono anche attualmente disponibili scanner privi di raffreddamento ad elio, in cui il cavo del magnete è direttamente raffreddato dal criostato.

Unità mobile presso il Glebefields Health Centre di Tipton, Inghilterra

I magneti principali sono disponibili in diverse forme. I magneti permanenti sono più frequentemente fatti a forma di ferro di cavallo, mentre quelli a superconduttore sono in genere toroidali. Tuttavia sono a volte usati anche magneti permanenti quadrati e magneti a superconduttore a ferro di cavallo.

Bobine di gradiente

Componente fondamentale di uno scanner per l'imaging sono le "bobine di gradiente", avvolgimenti in cui la corrente che vi scorre è modulata a seconda delle direttive della sequenza di eccitazione, e che hanno lo scopo di modificare l'intensità del campo magnetico lungo i tre assi spaziali. La loro caratteristica principale è la

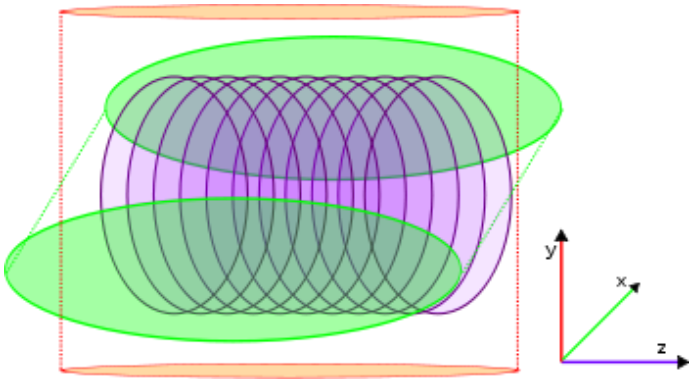
generazione di campi magnetici che variano linearmente di intensità lungo una direzione, e sono uniformi rispetto alle altre due.

Ad esempio, attivando solo la bobina di gradiente lungo l'asse Z (convenzionalmente la direzione in cui è orientato il campo magnetico principale), si avrà all'interno del magnete un campo uniforme in ogni piano XY, mentre nella direzione Z varierà secondo la formula $B_0 + G_z z$, dove B_0 è l'intensità iniziale del campo magnetico, e G_z è l'intensità del gradiente, misurata in T/m. Valori tipici per i sistemi di gradienti degli scanner attualmente in commercio vanno da 20 mT/m fino a 100 mT/m. In pratica considerando uno scanner che abbia una zona utile per l'imaging (*field of view*) lunga 50 cm, e un'intensità di campo di 1,5 T, quando una bobina di gradiente da 20mT/m è attiva alla massima intensità, si avranno 1,495 T ad un'estremità e 1,505 T all'altra.

L'effetto delle bobine di gradiente è quello di modificare la frequenza di risonanza dei nuclei in maniera dipendente dalla posizione spaziale. Questo concetto è alla base della generazione di immagini.

Geometria delle bobine di gradiente

La maggior parte degli scanner attualmente in commercio hanno un magnete a superconduttore di forma toroidale. Per questo motivo le bobine di gradiente hanno geometrie diverse a seconda della direzione spaziale in cui sono attive (vedi figura), così da poter essere integrate nella struttura dello scanner. A causa della diversa forma geometrica, le prestazioni delle bobine non sono uguali. In generale la bobina diretta lungo l'asse Z produce un campo magnetico più omogeneo e lineare, in quanto è solenoidale e le equazioni che regolano il campo in queste condizioni sono di soluzione relativamente semplice.



Rappresentazione schematica della geometria delle bobine di gradiente in uno scanner toroidale. In viola, la bobina agente lungo l'asse Z, in verde e arancio le bobine agenti lungo gli assi X e Y

Tuttavia, a causa delle proprietà fisiche del campo magnetico, è impossibile ottenere un campo perfettamente lineare ed orientato in un'unica direzione. In particolare, la terza equazione di Maxwell:

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$$

nega la possibilità di creare un campo variabile linearmente nello spazio senza che si formino campi varianti in modo diverso orientati nelle altre direzioni spaziali (detti campi concomitanti o campi di Maxwell). Per questo motivo, le bobine di gradiente, per quanto ben progettate, non possono mantenere una qualità uniforme in tutto lo spazio disponibile per l'imaging, e nella pratica sono necessari alcuni interventi di correzione dell'immagine finale che tengano conto della non idealità del campo. In particolare, i campi concomitanti aumentano di intensità in maniera proporzionale al quadrato della distanza dal centro del magnete, e sono soprattutto visibili nelle immagini di fase.

Rumore acustico

L'accensione, lo spegnimento e la commutazione delle bobine di gradiente provoca un cambiamento nella forza di Lorentz sperimentata dalle bobine di gradiente, attraverso espansioni e contrazioni minute delle stesse. La commutazione è tipicamente nella gamma delle frequenze udibili, pertanto la vibrazione risultante produce una sensazione acustica costituita da un ticchettio o da una serie di *bip*. Questa è più marcata con macchinari ad alto campo e con le tecniche di imaging rapido in cui il livello di pressione sonora può raggiungere i 120 dB (equivalenti a un motore a reazione al decollo) per un magnete da 3 T, e quindi una protezione acustica (cuffia o tappi auricolari) adeguata è essenziale per il paziente durante l'esame MRI.[7][8][9][10]

Bobine ausiliarie

Attorno al magnete principale si trovano anche altre bobine oltre alle bobine di gradiente, che hanno la funzione di migliorare le caratteristiche del sistema stesso.

Bobine di *shimming*

Queste bobine hanno lo scopo di creare campi magnetici tali da annullare le imperfezioni e non linearità del campo magnetico principale, in modo da renderlo più omogeneo e quindi mantenere il più costante possibile la frequenza di Larmor nella zona di cui si vuole fare l'imaging.

Al posto di bobine controllate elettronicamente, o più spesso in aggiunta ad esse, si utilizza anche uno "shimming passivo", costituito da elementi in materiale ferromagnetico posti nei dintorni del campo magnetico principale, che ne distorcono le linee di flusso.

Bobine di schermatura (*shielding*)

Queste bobine possono essere comandate autonomamente (schermatura attiva) oppure essere semplici avvolgimenti accoppiati induttivamente con le bobine di gradiente.

Lo scopo di questi avvolgimenti consiste nel generare un campo magnetico che si annulli col campo primario o col campo prodotto dalle bobine di gradiente nei punti in cui non è desiderato un effetto magnetico, ad esempio all'esterno del magnete.

Nonostante non siano noti effetti nocivi di un campo magnetico statico sui tessuti organici, almeno alle intensità usate per l'imaging diagnostico, è buona norma cercare di ridurre i campi indesiderati, sia per motivi precauzionali che per la salvaguarda delle apparecchiature elettriche ed elettroniche nei dintorni dello scanner ed all'interno dello scanner stesso. I campi magnetici variabili creano nei materiali conduttori delle correnti indotte (dette eddy currents, letteralmente "correnti a vortice" perché scorrono lungo linee circolari) che possono creare interferenza nelle apparecchiature ed effetti biologici negli esseri viventi, in quanto interferiscono con il debole campo elettrico dei neuroni, creando stimolazioni periferiche dei motoneuroni o, nei casi più gravi, disturbi temporanei alla vista fino alla stimolazione delle fibre cardiache, con rischio di fibrillazione ventricolare.

Procedura di imaging

Una successione di impulsi a radiofrequenza e di applicazione di gradienti costituisce le cosiddette "sequenze di impulsi" o "sequenze di eccitazione". Gli impulsi a radiofrequenza hanno la funzione di perturbare l'equilibrio degli spin e di generare il segnale, mentre gli impulsi di gradiente influenzano la frequenza e la fase del segnale ricevuto, e sono necessari all'ottenimento dell'immagine.

Imaging

La generazione di immagini avviene attraverso la ripetuta acquisizione di segnali provenienti dal corpo, e attraverso l'opportuna modulazione delle bobine di gradiente. Facendo in modo che ogni voxel dell'immagine abbia una frequenza e/o una fase diversa rispetto a tutti gli altri, si riescono a separare i segnali provenienti da una singola porzione.

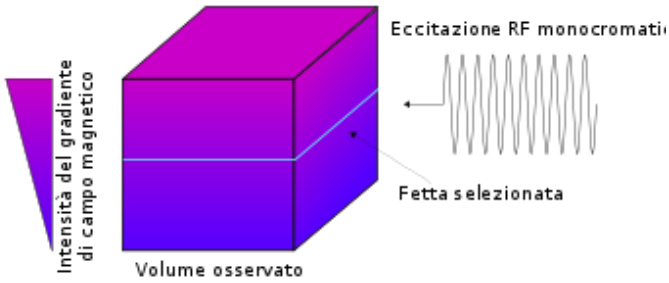
L'imaging avviene attraverso tre processi separati:

1. la selezione di una "fetta" (slice);
2. la codifica in frequenza;

3. la codifica di fase.

Selezione della "fetta" (slice)

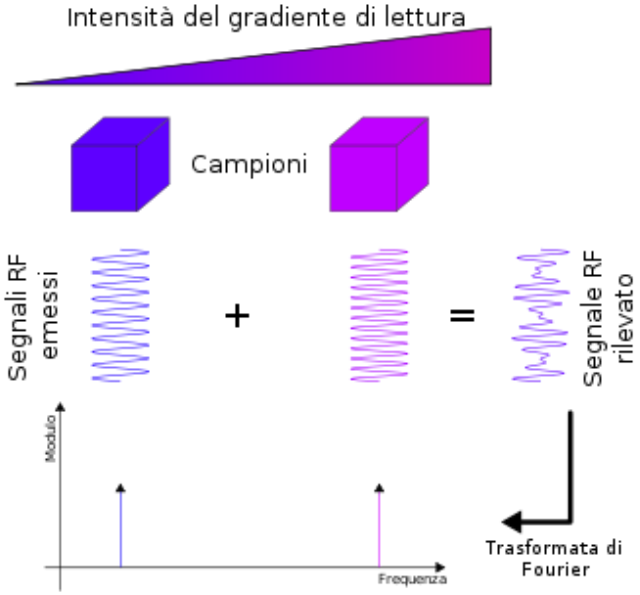
L'applicazione di un gradiente lungo una direzione, fa sì che la frequenza di Larmor degli atomi vari linearmente lungo quella direzione. Come conseguenza, il corpo all'interno del magnete viene suddiviso in piani isofrequenziali paralleli. Un impulso radio a una specifica frequenza (monocromatico) applicato mentre il gradiente è attivo, ecciterà un solo piano, lasciando in condizione di equilibrio tutti gli altri.



Rappresentazione del meccanismo di selezione della fetta. L'applicazione del gradiente fa variare linearmente la frequenza di Larmor all'interno del volume. Un impulso radio monocromatico eccita solamente un piano del volume.

Codifica in frequenza

Applicando un gradiente dopo l'impulso a radiofrequenza e durante l'acquisizione del segnale emesso, si varia linearmente lungo lo spazio la frequenza di emissione da parte dei protoni. Il segnale acquisito è la somma di segnali a frequenze diverse, le quali possono essere ottenute tramite la trasformata di Fourier. Facendo corrispondere ad ogni frequenza una posizione spaziale, si ottiene una localizzazione in una dimensione. Per localizzare gli spin anche nella seconda direzione spaziale, è necessario utilizzare la codifica di fase.



Rappresentazione schematica della codifica in frequenza.

Codifica di fase

Il gradiente nella seconda direzione spaziale viene applicato dopo l'impulso a radiofrequenza ma prima dell'acquisizione. Gli spin lungo quella direzione al momento dell'acquisizione avranno acquistato una fase pari a $f_L G_y y t$ dove f_L è la frequenza di Larmor, y è la coordinata lungo l'asse della codifica e t è il tempo di applicazione del gradiente. Una sola codifica di fase non è sufficiente per ottenere informazioni spaziali, per questo è necessario che la sequenza venga ripetuta un certo numero di volte per ottenere un campionamento significativo lungo la direzione della fase.

Sequenze di base

Diversi tipi di sequenze portano ad immagini che evidenziano caratteristiche diverse dei tessuti; in particolare due sequenze classiche servono ad individuare rispettivamente il t_1 ed il t_2. Entrambe si basano sull'applicazione di due impulsi a radiofrequenza in grado di far ruotare il vettore magnetizzazione nello spazio di 90° e 180°, ma i due impulsi vengono emessi in ordine inverso nelle due sequenze. Esse prendono il nome di *Inversion Recovery* e di *Spin-Echo*. L'applicazione di un solo impulso capace di ruotare la magnetizzazione di 90° produce una sequenza di nome *Saturation Recovery*.

Saturation Recovery

In questa sequenza viene applicato un solo impulso in grado di ruotare il vettore magnetizzazione di 90° (impulso a 90°), portando tutta la magnetizzazione presente sull'asse parallelo al campo principale, sul piano trasverso. La precessione di questo vettore produce un segnale oscillante monocromatico alla frequenza di Larmor, che si attenua secondo una legge esponenziale con costante di tempo t_{2*}, chiamato segnale di decadimento libero dell'induzione (*Free Induction Decay*, o semplicemente FID):

dove M_0 è la magnetizzazione presente sull'asse longitudinale al momento dell'impulso a 90°, ν_L è la frequenza di Larmor e t il tempo trascorso. Se il sistema era in condizioni di equilibrio al momento dell'impulso, allora M_0 dipende solo dalla densità degli spin (densità protonica), se la sequenza viene ripetuta in maniera rapida (TR nell'ordine di t_1), il sistema non ha il tempo di tornare allo stato di equilibrio, e quindi la magnetizzazione iniziale sarà quella che si è riuscita a ripristinare nel tempo TR, e quindi dipendente da t_1. Per questo motivo, sequenze con TR molto piccoli sono in generale definite t_1-pesate.

Inversion Recovery

In questa sequenza vengono applicati due impulsi a radiofrequenza per ogni ripetizione (più gli impulsi di gradiente per ottenere l'immagine come visto poco sopra), il primo a 180°, ed il secondo, dopo un tempo t_I, a 90°.

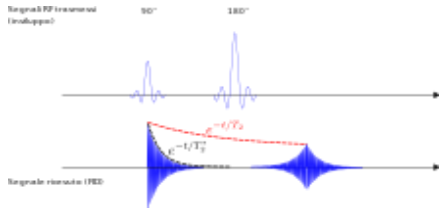
Il primo impulso non produce nessun segnale, in quanto la magnetizzazione cambia di verso ma si mantiene parallela al campo magnetico principale; tuttavia, essa tenderà a riacquistare il verso originario secondo una legge esponenziale data dalla seguente formula:

$$M(t) = M_0(1 - 2e^{-t/t_1})$$

All'istante t_I, la magnetizzazione lungo la direzione parallela all'asse principale viene ruotata fino a portarsi nel piano trasverso, in cui inizierà il moto di precessione. Questo moto, genera un segnale di intensità proporzionale al modulo del vettore magnetizzazione, e quindi proporzionale a $|1 - 2e^{-t_I/t_1}|$. Come si osserva, dal momento che t_I è un parametro scelto dall'operatore, l'intensità del segnale dipende dal parametro fisico t_I e dal vettore magnetizzazione iniziale M_0, proporzionale alla densità protonica. Se si vuole ottenere una misura esatta di questi parametri, sono necessarie più scansioni con diversi T_I seguiti da un'operazione di regressione nonlineare.

Lo scopo principale delle sequenze Inversion Recovery è la soppressione del segnale del tessuto adiposo (*fat suppression*) oppure del sangue (*black blood*), in quanto scegliendo un t_I pari a $t_1 \ln(2)$, il segnale proveniente dal tessuto corrispondente al t_1 scelto viene annullato. Per ottenere una valida soppressione del grasso il valore tipico nelle apparecchiature da 1,5 T (attualmente le più diffuse) è di circa 150–170 ms.

Spin-Echo



schema dei segnali RF nella sequenza di spin echo

Anche in questo caso vengono usati due impulsi RF a 90° e 180°, ma stavolta vengono applicati in ordine inverso rispetto alla sequenza di *inversion recovery*. Il primo segnale a 90° ruota tutta la magnetizzazione nel piano trasverso rispetto al campo magnetico applicato, e produce un segnale FID che tende a zero con la costante di tempo t_{2*}. Applicando dopo un certo intervallo di tempo TE/2 un impulso a 180°, il verso in cui gli spin precedono cambia. Siccome ogni spin si trova immerso nello stesso campo magnetico precedente, esso "tornerà indietro" con la stessa velocità di prima, causando un "riavvolgimento" delle fasi e una riacquisizione della coerenza da parte del segnale. Al tempo TE gli spin saranno tutti di nuovo in fase, e si

produrrà un'eco, la cui ampiezza massima sarà inferiore all'ampiezza del FID registrato precedentemente, in quanto nel frattempo gli spin avranno ricevuto un certo decadimento t_2. In pratica, il modulo del vettore magnetizzazione trasversa al tempo TE sarà pari a:

$$M(T_E) = M_0 e^{-T_E/T_2}$$

producendo quindi un'eco di ampiezza proporzionale a tale valore. In maniera simile al caso precedente, i parametri fisici da cui dipende l'ampiezza di questo segnale sono il tempo di rilassamento t_2 e la densità protonica.

Modalità di *imaging* (contrasti)

A differenza di altre tecniche di imaging, che permettono la raccolta di informazioni su una sola grandezza fisica (attenuazione ai raggi X nelle tecniche radiografiche, concentrazione di tracciante nelle tecniche di medicina nucleare ecc.), l'*imaging* a risonanza magnetica produce immagini che rispecchiano differenti proprietà fisiche, a seconda del tipo di sequenza utilizzata. Immagini di differenti grandezze fisiche vengono dette avere differente *contrasto*.

Le modalità di imaging più comuni e storicamente precedenti rispetto alle altre sono quattro:

- densità protonica;
- pesata t_1;
- pesata t_2;
- pesata t_2*;

Per avere un'analisi morfologica completa della regione oggetto di indagine, almeno due di questi contrasti (ad esempio t_1 e t_2) vengono acquisiti. Agenti di contrasto paramagnetici come il gadolinio hanno la proprietà di ridurre notevolmente il t_1 dei tessuti con cui vengono a contatto, di conseguenza immagini con questo contrasto possono efficacemente mettere in risalto le zone raggiunte dall'agente. Questo è utile, ad esempio, per l'ottenimento di angiogrammi, e per la visualizzazione di emorragie.

Il contrasto t_2 identifica particolarmente bene siero, acqua e liquido cefalorachidiano, e viene utilizzato per valutare se ci sono edemi associati a particolari lesioni.

Di seguito sono riportati esempi di tempi di rilassamento longitudinale e trasversale per alcuni tessuti biologici (il tempo T_1 è riferito ad un campo magnetico statico di 1,5 tesla)[11]:

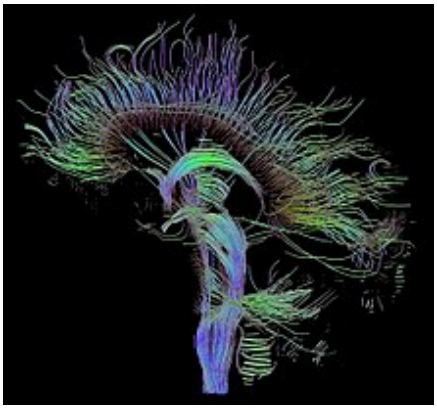
Tessuto biologico	T_2	T_1 (a 1,5 T)
Sostanza grigia	101	920
Sostanza bianca	76	780
Liquido cerebrospinale	1660	3270
Muscoli scheletrici	47	860
Cuore	57	860
Fegato	43	520
Reni	58	1220
Milza	62	1070
Grasso sottocutaneo	85	230

La visualizzazione standard delle immagini a risonanza magnetica in scala di grigi si presenta come segue:

Segnale	T1-pesato	T2-pesato
Alto	▪ Grasso[12][13] ▪ Emorragia subacuta[14] ▪ Melanina[14] ▪ Fluidi ricchi di proteine[14] ▪ Sangue a scorrimento lento[14] ▪ Sostanze paramagnetiche, come gadolinio, manganese, rame[14] ▪ Necrosi corticale pseudo-laminare[14]	▪ Tessuti contenenti molta acqua,[12] come nell'edema, nei tumori, nell'infarto, nell'infiammazione e nell'infezione[14] ▪ Metaemoglobina situata in zona extracellulare nelle emorragie subacute[14]
Intermedio	Materia grigia più scura rispetto alla materia bianca[15]	Materia bianca più scura rispetto alla materia grigia[15]
Basso	▪ Osso[16] ▪ Urina ▪ Liquido cerebrospinale ▪ Aria[12] ▪ Tessuti contenenti molta acqua,[12] come nell'edema, nei tumori, nell'infarto, nell'infiammazione, nell'infezione, nelle emorragie croniche o iperacute[14] ▪ Bassa densità protonica, come nelle calcificazioni[14]	▪ Osso[12] ▪ Aria[12] ▪ Grasso[12] ▪ Basa densità protonica come nelle calcificazioni e nella fibrosi[14] ▪ Materiali paramagnetici come deossiemoglobina, metaemoglobina intracellulare, ferro, ferritina, emosiderina, melanina[14] ▪ Fluidi ricchi di proteine[14]

Diffusione

Questo tipo di *imaging* misura la diffusione delle molecole d'acqua nel tessuti biologici.[17] In un mezzo isotropico (ad esempio in un bicchiere d'acqua), le molecole di liquido si muovono di moto browniano casuale. Invece nei tessuti biologici la diffusione può essere anisotropica. Ad esempio una molecola d'acqua all'interno di un assone di un neurone ha una probabilità molto bassa di attraversare la membrana mielinica. Di conseguenza la molecola si muoverà principalmente lungo l'asse della fibra neurale. Ribaltando il concetto, se misuriamo che le molecole d'acqua in una certa regione si stanno muovendo (*diffondendo*) lungo una particolare direzione, possiamo assumere che la maggior parte della fibre nella regione sono orientate parallelamente a questa direzione.



Ricostruzione Trattografica delle connessioni neurali via DTI

La tecnica di imaging del tensore di diffusione (*Diffusion tensor imaging*, o *DTI*), permette di misurare la diffusione nelle tre direzioni spaziali e l'anisotropia all'interno del singolo voxel. Questo permette il tracciamento di mappe delle direzioni delle fibre del cervello per esaminare le connessioni tra le varie aree (usando la trattografia), oppure esaminare aree di degenerazione neuronale e demielinizzazione in malattie come la sclerosi multipla.

Un'altra tecnica di misurazione della diffusione è l'imaging pesato in diffusione (*Diffusion-weighted imaging*, o *DWI*). Questa tecnica permette la misurazione della distanza di diffusione delle molecole d'acqua. Più breve è questa distanza, più chiara appare la regione considerata. In seguito a un'ischemia cerebrale, le immagini DWI sono molto sensibili ai cambiamenti patofisiologici che avvengono nella lesione[18] Si pensa che l'aumento delle barriere alla diffusione delle molecole d'acqua come risultato dell'edema citotossico (rigonfiamento delle cellule), sia responsabile dell'incremento del segnale in una scansione DWI. Altre teorie propongono che l'effetto sia dovuto a cambiamenti nella permeabilità cellulare o al venir meno della flusso citoplasmatico

dipendente dall'ATP. L'aumento del segnale DWI appare entro 5-10 minuti dall'insorgenza dei sintomi dell'attacco ischemico (in contrasto con la tomografia computerizzata, che normalmente identifica i cambiamenti nei tessuti con un ritardo di 4-6 ore) e rimane per un periodo fino a due settimane. La tomografia computerizzata, per la sua scarsa sensibilità all'ischemia acuta, è normalmente usata per verificare che non ci sia emorragia, che impedirebbe l'uso dell'attivatore tissutale plasminogeno (*t-PA*).

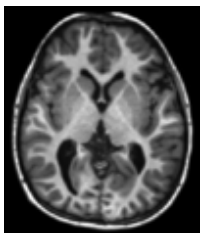
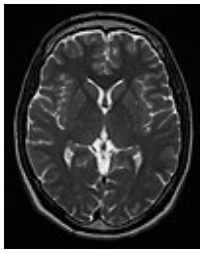
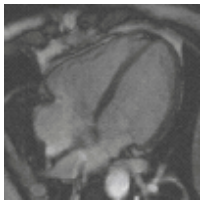
Accoppiato a misure di perfusione cerebrale, alcuni ricercatori sono stati in grado di determinare regioni di discordanza tra perfusione e diffusione, che potrebbero essere recuperate in seguito a terapia di riperfusione del tessuto.

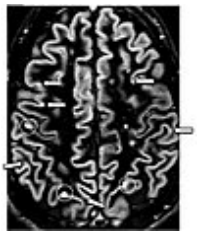
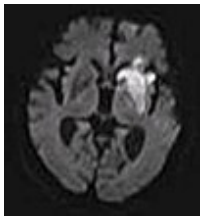
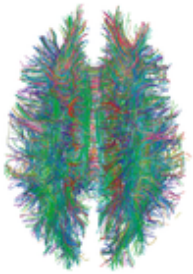
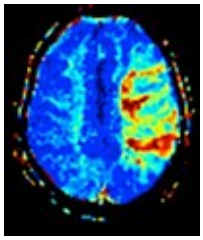
È stato anche proposto che le misure di diffusione tramite MRI potrebbero essere in grado di identificare cambiamenti molto piccoli nella diffusione dell'acqua extracellulare, il che potrebbe avere applicazioni nel campo della risonanza magnetica funzionale: il corpo cellulare di un neurone si ingrandisce quando conduce un potenziale d'azione, impedendo di conseguenza la naturale diffusione delle molecole d'acqua. Nonostante questo processo sia stato provato a livello teorico, le prove sperimentali non sono ancora del tutto convincenti.

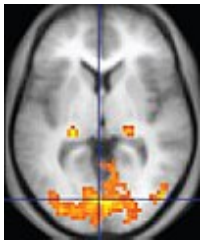
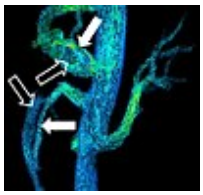
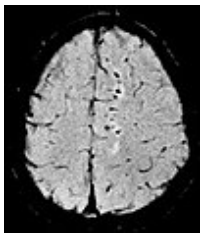
Come molte altre applicazioni più avanzate, questa tecnica è normalmente associata a sequenze di eccitazione rapide, come ad esempio l'echo planar imaging.

Riassunto sequenze principali

Oltre alle sequenze di base, sono state sviluppate numerose altre sequenze utili allo studio e alla diagnosi di molteplici patologie. Qui di seguito una tabella in cui si riassumono le principali sequenze utilizzate nell'imaging a risonanza magnetica.

Gruppo	Sequenze	Abbreviazione	Principi fisici	Principali caratteristiche cliniche	Esempio
Spin echo	Pesatura in T1	**T1**	Misurazione del rilassamento longitudinale utilizzando tempo di ripetizione (TR) e tempo di echo (TE) brevi.	▪ Basso segnale proveniente dall'acqua,[12] come nel caso di edema, tumori, ischemia, infiammazione, infezione, emorragie croniche o acute,[14] ▪ Alto segnale dal grasso[12][14] ▪ Alto segnale dalle sostanze paramagnetiche come il gadolinio (utilizzato come mezzo di contrasto in risonanza magnetica[14] Sequenza standard e di confronto per le altre sequenze.	
	Pesatura in T2	**T2**	Misurazione del rilassamento trasversale utilizzando lunghi tempi di TR e TE.	▪ Alto segnale da tessuti ricchi di acqua.[12] ▪ Basso segnale del grasso.[12] ▪ Basso segnale per le sostenza paramagnetiche.[14] Sequenza standard e di confronto per le altre sequenze.	
	Pesatura di densità protonica	**DP**	Lungo tempo di TR (per ridurre il T1) e breve tempo TE (per minimizzare il T2)[19]	Artropatie e traumi muscolo-scheletrici.[20] ▪ Alto segnale dai menischi[21] (vedi immagine)	
Gradient echo	Precessione libera stazionaria	**SSFP**	Mantenimento di una magnetizzazione trasversale costante e residua su cicli successivi.[22]	Realizzazione di cardio RM (vedi video).[22]	
Inversion recovery	Short tau inversion recovery	**STIR**	Soppressione del grasso grazie all'impostazione di	Alto segnale nell'edema, come nelle più gravi fratture da stress.[24]	

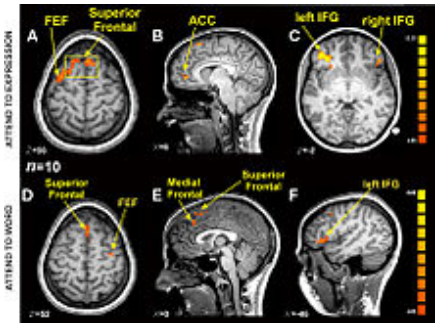
			un tempo di inversione che annulla il suo segnale.[23]	Nell'immagine un caso di sindrome da stress tibiale	
	Fluid attenuated inversion recovery	**FLAIR**	Soppressione dei liquidi grazie ad un tempo di inversione che annulla il loro segnale.	Alto segnale da infarti lacunari, placche da sclerosi multipla, Emorragia subaracnoidea e meningite (vedi immagine).[25]	
	Double inversion recovery	**DIR**	Soppressione simultanea del liquido cerebrospinale e materia bianca graxei a due tempi di inversione.[26]	Altro segnale dalle placche della sclerosi multipla (vedi immagine).[26]	
Diffusion weighted (**DWI**)	Convenzionale	**DWI**	Misura del moto browniano delle molecole d'acqua.[27]	Alto segnale dopo pochi minuti dall'infarto cerebrale (nella foto).[28]	
	Apparent diffusion coefficient	**ADC**	Riduce la pesatura T2 prendendo multiple immagini DWI con differente pesatura DWI.[29]	Basso segnale pochi minuti dopo un ictus cerebrale (vedi immagini).[30]	
	Tensore di diffusione	**DTI**	Trattografia (nella foto) ottenuta misurando il moto browniano complessivo delle molecole d'acqua nelle direzioni delle fibre nervose.[31]	▪ Valutazione della deformazione della materia bianca dovuta ad un tumore[31] ▪ Una riduzione della anisotropia frazionale può indicare demenza[32]	
Perfusion weighted (**PWI**)	Dynamic susceptibility contrast	**DSC**	Viene iniettato gadolinio come mezzo di contrasto e viene realizzate immagini a rapida ripetizione (generalmente gradient-echo o echo-gradient pesate in T2) per quantificare la perdita di segnale indotta dalla suscettibilità.[33]	Negli infarti cerebrali, il tessuto ischemico e la penombra ischemica presentano una perfusione diminuita (immagine).[34]	
	Dynamic	**DCE**	Misurazione		

	contrast enhanced		dell'accorciamento del rilassamento T_1 indotto da un bolo di mezzo di contrasto di gadolinio.[35]		
	Arterial spin labelling	**ASL**	Marcatura magnetica del sangue arterioso prima che entri nella regione di interesse dell'imaging.[36] Non è necessario infondere gadolinio come mezzo di cotrasto.[37]		
Risonanza magnetica funzionale (**fMRI**)	Blood-oxygen-level dependent	**BOLD**	Modifiche nella saturazione di ossigeno dipendente dal magnetismo dell'emoglobina che riflette l'attività del tessuto.[38]	Localizzazione delle aree del cervello più attive prima di un intervento chirurgico.[39]	
Magnetic resonance angiography (**MRA**) e venografia	Time-of-flight	**TOF**	Il sangue che entra nell'area di interesse non è stato saturato e quindi fornisce un segnale più elevato quando viene utilizzato un breve tempo di echo.	Diagnosi di aneurisma, stenosi o dissecazione.[40]	
	Phase-contrast MRA	**PC-MRA**	Due gradienti di uguale intensità ma in direzione opposte vengono usati per codificare lo sfasamento che è proporzionale alla velocità degli spin.[41]	Diagnosi di aneurisma, stenosi o dissecazione (immagine).[40]	 (VIPR)
Susceptibility weighted		**SWI**	Sensibile al sangue e al calcio.	Rilevare piccole emorragie (Nell'immagine un danno assonale diffuso) o il calcio.[42]	

Impiego clinico

L'imaging a risonanza magnetica è utilizzato, in campo medico, per lo studio di diversi organi e per la formulazione di diagnosi di molteplici patologie.

Encefalo



Esempio di risonanza magnetica funzionale (ottenuta tramite tecnica BOLD dell'encefalo

L'encefalo è probabilmente l'organo più studiato tramite risonanza magnetica. Solitamente si ricorre a sequenze pesate in T1 e T2, FLIR, *spin echo*, *inversion recovery*, *fast spin echo* e *gradient recovery*. Possono inoltre essere utilizzate tecniche avanzate, quali la diffusione, sia isotropica che anisotropica (trattografia). Possono essere effettuati studi di perfusione, con o senza mezzo di contrasto. Tali studi valutano i repentini cambiamenti dei vasi sanguigni: tra le tecniche utilizzate ritroviamo la *Dynamic Contrast-Enhanced MRI* pesata in T1 che utilizza agenti di contrasto basati su gadolinio[43], oppure l'A*rterial Spin Labelling MRI*[44], la quale permette di ottenere immagini di perfusione senza iniezione di mezzo di contrasto con acquisizioni T2/T2*.

Inoltre, un utilizzo è lo studio funzionale del cervello, le cui aree attive possono venire evidenziate in base al segnale *Blood Oxygenation Level Dependent* (BOLD)[45], dipendente dal grado di ossigenazione del sangue. Ma la RM rappresenta solo l'ultima fase dell'attività cerebrale, essendo una tecnica che rileva il movimento dei protoni: l'attività nervosa può essere infatti così scomposta:

- attività nervosa: studiata mediante l'elettroencefalogramma;
- spostamento delle correnti ioniche;
- attivazione della pompa sodio potassio con consumo di ATP;
- consumo di glucosio per produzione di energia: fase studiabile con la PET;
- formazione dei flussi cerebrali: studio mediante fRM.

Invece, la spettroscopia a risonanza magnetica utilizza il principio del *chemical shift* per ottenere un grafico della biochimica cerebrale.

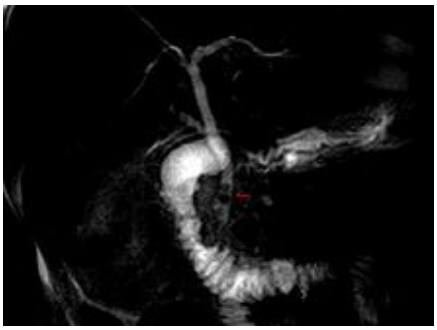
Lo studio dell'encefalo tramite risonanza magnetica è quello che permette di ottenere la maggior sensibilità alle alterazioni delle strutture. È possibile diagnosticare patologie ischemiche, infiammatorie, neoplastiche, degenerative e congenite. Le tecniche più avanzate, permettono uno studio approfondito valido spesso nella valutazione dei danni da ipoperfusione garantendo un miglior approccio terapeutico e uno studio preoperatorio. Nello specifico, a titolo di esempio, in risonanza magnetica viene studiata la malattia di Alzheimer[46] I FO in questa patologia, la sclerosi multipla, i processi espansivi come i tumori, gli ictus (nel processo finale durante l'edema cerebrale risultante; lo stravaso di sangue dell'ictus emorragico si vede meglio nella tomografia computerizzata), l'analisi per lo studio di tumori cerebrali.

Anche l'ipofisi viene spesso studiata in risonanza magnetica, grazie a sequenze T1 e T2 pesate con e senza saturazione del grasso. Il quesito diagnostico è solitamente la ricerca delle cause sottostanti a una condizione di iperpituitarismo o di un ipopituitarismo.

Rachide lombosacrale

Per lo studio del rachide la risonanza magnetica è la tecnica di *imaging* di elezione, permettendo l'esame di tutti gli elementi che la compongono senza dover ricorrere alla somministrazione di mezzo di contrasto. Generalmente si ricorre a sequenze T1 e T2 con soppressione del grasso mentre con lo studio del midollo spinale e dello spazio sottoaracnoideo si possono utilizzare sequenze mielo-RM.

Fegato, pancreas e vie biliari



Calcoli biliari nel coledoco visti grazie alla risonanza magnetica colangiopancreatografica.

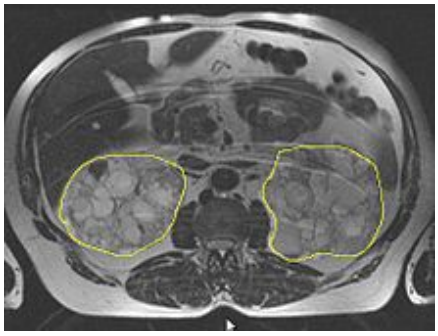
L'esame del fegato di base prevede sequenze T1 e T2 dipendenti con e senza soppressione del grasso, prima e dopo somministrazione di mezzo di contrasto. Quest'ultimo può essere di tipo paramagentico (chelanti di gadolinio) a secrezione renale o epatobiliare e superparamagnetico (basato da particelle di ossido di ferro) che funziona da contrasto negativo in T2 abbattendo il segnale del parenchima sano ed evidenzando quello patologico. Si ricorre a questo esame per studiare patologie focali e diffuse ed in particolare nei pazienti cirrotici che presentano difficoltà di studio tramite ecografia. Si possono analizzare e caratterizzare le cisti, gli angiomi, gli adenomi e le patologie maligne, come l'epatocarcinoma o l'eventuale presenza di metastasi.

Per quanto riguarda lo studio delle vie biliari, la risonanza è una valida alternativa alla colangio-pancreatografia endoscopica retrograda quando essa non sia eseguibile o non risolutiva per la diagnosi. La risonanza magnetica colangiopancreatografica può essere realizzata senza la somministrazione di mdc ma utilizzando sequenze fortemente pesate in T2 (in grado così di esaltare i liquidi). Le prime applicazioni di questa metodica risalgono ai primi anni 1990 e da allora vi è stata una continua evoluzione. È possibile diagnosticare la malattia di Caroli, la calcolosi biliare, la colecistite acuta e il colangiocarcinoma.

La risonanza è in grado di studiare il parenchima del pancreas alla ricerca di patologie focali o diffuse e anomalie vascolari. L'esame prevede l'acquisizione di immagini assiali e coronali T2 e T2 dipendenti con o senza soppressione del grasso, prima e dopo somministrazione di mdc. Nelle immagini T1 il pancreas presenta iperintensità rispetto agli altri organi vicini, mentre è ipointenso in quelle pesate in T2. Al fine di migliorare le immagini, è possibile somministrare secretina per via endovenosa in grado di stimolare la funzione esocrina della ghiandola con conseguente produzione di succo pancreatico e dilatazione dei vasi.

Rene, vie urinarie, vasi renali, surrene

La risonanza magnetica permette un'ottima differenziazione tra la parte corticale e la parte midollare del rene, poiché la prima ha tempi di rilassamento più brevi per T1 e T2. Questa differenziazione può essere ulteriormente esaltata in un'acquisizione dopo somministrazione di mezzo di contrasto per via venosa, grazie all'ampia vascolarizzazione della corticale rispetto alla midollare, un aspetto che tende a diminuire per il progressivo passaggio del mezzo di contrasto nella midollare e, successivamente, nelle vie escretrici. La risonanza magnetica del rene viene utilizzata per lo studio della patologia cistica (come il rene policistico) e dei tumori benigni e maligni.



Risonanza magnetica di un paziente affetto da rene policistico (i reni sono cerchiati in giallo.

Le vie urinarie possono essere studiate mediante sequenze fortemente pesate in T2 in grado, cioè, di esaltare il segnale proveniente dai liquidi. È necessario che il paziente sia ben idratato prima dell'esame e spesso si procede con la somministrazione di un diuretico (solitamente furosemide).

Lo studio dei vasi arteriosi renali (arteria renale in particolare) avviene solitamente dopo somministrazione di mezzo di contrasto a base di gadolinio ed è utilizzato maggiormente per la diagnosi di un'ipertensione nefrovascolare dovuta a una stenosi dell'arteria renale.

Un surrene normale, nelle sequenze T1 e T2 pesate, appare simile al fegato. Solitamente, per il suo studio, si realizzano sequenze sul piano coronale e assiale, T1 e T2 con e senza soppressione del grasso. Le indicazioni cliniche per questo tipo di esame sono generalmente incentrate sulla diagnosi iperplasie, mielolipomi, cisti, angiomi, metastasi e carcinomi della corticale.

Milza

Rispetto al parenchima epatico il segnale della milza in T1 appare ipointenso, mentre il segnale T2 iperintenso. Generalmente si prevedono sequenze T1 e T2 con e senza soppressione del grasso; pre e post somministrazione di mezzo di contrasto. Questa tecnica di *imaging* si utilizza per studiare la splenomegalia differenziando tra causa focale o diffusa. Inoltre si possono diagnosticare l'eventuale presenza di cisti ed, in particolare, per la loro eventuale rottura, di infezioni o emorragie, di amartomi, angioma, linfoangiomi, angiosarcomi o linfomi.

Intestino tenue e crasso

Per lo studio dell'intestino tenue solitamente si ricorre alla somministrazione di mezzo di contrasto bifasico che posseggono caratteristiche assibilabili all'acqua e quindi con alto segnale nelle sequenze T2 e a basso in quelle T1. Questi possono essere somministrati *per os* oppure attraverso un sondino nasogastrico posizionato all'altezza dell'angolo del Treitz. La principale applicazione clinica per questa indagine è la diagnosi e il *follow up* della malattia di Crohn.

Al 2018, l'esame del colon tramite risonanza magnetica, ancora è in via di perfezionamento. Solitamente si usa somministrare, nei giorni precedenti, del bario al fine di marcare le feci che poi risultano indistinguibili dall'acqua che viene somministrata prima dell'esecuzione dell'esame, una metodica preferita alla tradizionale pulizia completa del colon.

Per lo studio del retto, principalmente per la stadiazione del tumore del retto, è necessario invece procedere ad un clistere di pulizia antecedentemente all'esame.

Mammella

Risonanza magnetica della mammella

Fino ai primi anni del XXI secolo, si considerava la risonanza magnetica alla mammella una tecnica molto sensibile ma poco specifica, tuttavia oramai si ritiene che possa vantare una capacità diagnostica superiore anche alla mammografia e all'ecografia. Per avere i massimi risultati diagnostici è necessario ricorrere alla somministrazione di mezzo di contrasto paramagnetico (chelati di gadolinio) per via endovenosa ed utilizzare tecniche particolari, come immagini pesate in diffusione. Anche la spettroscopia può essere utile per rilevare la presenza di dati metaboliti aiutando così nella diagnosi. Per esaltare le diversità di tessuto spesso è utile utilizzare anche una soppressione del grasso. La paziente non necessità di particolare preparazione ma deve essere scelto il corretto momento per l'esecuzione in base al ciclo mestruale. La risonanza magnetica della mammella viene utilizzata per la caratterizzazione delle lesioni e per il *follow up* del tumore alla mammella. Trova amplia applicazione nelle pazienti portatrici di protesi mammaria. L'esame è raccomandato alle donne con alto rischio di sviluppare un tumore mammario (ad esempio donne con particolari malattie genetiche come sindrome di Li-Fraumeni e sindrome di Cowden).

Risonanza magnetica cardiaca

A partire dai primi anni del 2000, si è avuta una crescita di indagini al cuore mediante risonanza magnetica. Per realizzare questo tipo di esame è necessario disporre di apparecchiature ad alto campo magnetico (almeno 1 tesla) con accessori che permettono di monitorare il battito cardiaco e la respirazione in modo da sincronizzare l'acquisizione e ridurre gli artefatti da movimento. A volte, soprattutto per gli studi di perfusione miocardica, è necessaria la somministrazione di mezzo di contrasto con cui si otterranno immagini pesate in T1 dove le zone colpite da un evento ischemico appariranno iperintense rispetto alle aree sane. Oltre allo studio della perfusione,

spesso conseguente ad un infarto del miocardio, sono molti i quesiti diagnostici per cui si può ricorrere alla risonanza magnetica. Ad esempio, può essere valutata la funzione ventricolare, un'eventuale malattia valvolare, una malattia coronarica, la presenza di cardiomiopatia e miocardite, tumori del cuore, malattie del pericardio e cardiopatie congenite.

Risonanza magnetica cardiaca su piano sagittale.

Aorta toraco-addominale

A partire dai primi anni del 2000, si è assistito a una costante crescita di interesse per la risonanza magnetica nella valutazione dell'aorta toracica e addominale. Lo studio può essere effettuato con o senza somministrazione di mezzo di contrasto a gadolinio, ottenendo immagini sui diversi piani anatomici e tridimensionali. Vi sono diverse applicazioni clinciche per questo esame, ad esempio la caratterizzazione di aneurismi aortici, il riconoscimento di ulcerazioni della parte del vaso, lo studio di eventuali ematomi intramurali e forme infiammatorie come l'arterite di Takayasu o l'identificazione di una dissecazione dell'aorta. Per quanto riguarda l'aorta addominale e le arterie renali è utile anche per identificare casi di ipertensione renovascolare e per lo studio pre e post trapianto di rene.

Apparato locomotore

La Risonanza Magnetica, sia per via del suo elevato contrasto sia per la sua possibilità di studiare la struttura e la vascolarizzazione a livello dei tessuti molli e delle articolazioni, è spesso usata come tecnica di secondo livello rispetto all'ecografia nello studio di questa strutture. Le tecniche RM, pur non consentendo di studiare il tessuto osseo, permettono comunque uno studio accurato del midollo osseo; utile in ambito sia oncologico sia traumatologico.

Artefatti tipici

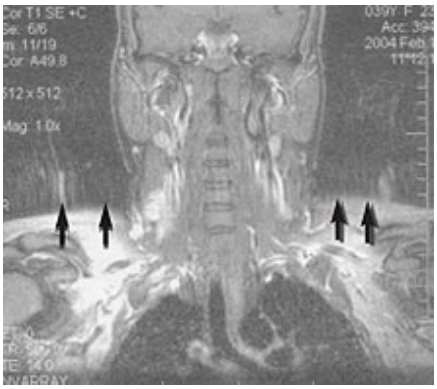
Come con l'imaging a risonanza magnetica sono possibili molte diverse modalità di acquisizione dell'immagine, esistono parallelamente anche una serie di artefatti, cioè l'apparizione di strutture che non sono effettivamente presenti nell'oggetto osservato, tipici di questa branca della radiologia, e che sono normalmente associati a una non corretta codifica del k-spazio.

Aliasing

Quando il *field of view* nella direzione di codifica di fase dell'immagine acquisita è più piccolo dell'oggetto nello scanner, si ha un fenomeno detto *aliasing*. Le parti dell'oggetto al di fuori dell'area di imaging producono comunque un segnale, ma l'intensità dei gradienti applicati fa sì che esse acquisiscano una fase superiore a 2π. Esse vengono quindi considerate dall'algoritmo ricostruttivo come sovrapposte all'estremità opposta dell'immagine. Questo artefatto viene corretto aumentando la dimensione del *field of view*, sopprimendo il segnale indesiderato tramite *impulsi di saturazione*, oppure tramite algoritmi in grado di riconoscere le sovrapposizioni che sfruttano le diverse intensità ricevute da bobine riceventi poste in punti diversi dello spazio (acquisizione parallela o *parallel imaging*).

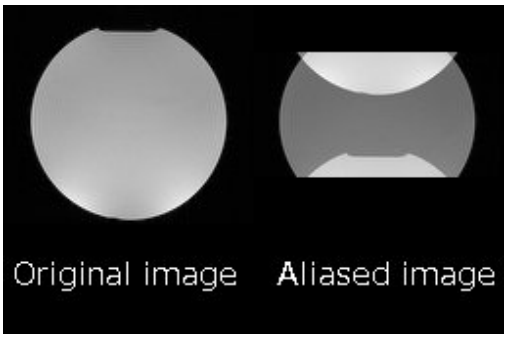
Artefatti da movimento

I movimenti volontari o involontari (peristalsi, movimento del *liquor*, battito cardiaco, respirazione) del paziente causano artefatti sulle immagini a risonanza magnetica. Questi artefatti si presentano come immagini ad anello o immagini fantasma. Per evitarli sono stati sviluppati diversi metodi, come sensori (sia tramite apparecchiature che



Artefatti da movimento (Studio coronale in T_1 delle vertebre cervicali

utilizzando proprietà dei campi magnetici) che rilevano i movimenti, l'utilizzo di sequenze di acquisizione particolarmente veloci e l'impostazione del gradiente di fase verso la direzione in cui vi è meno movimento.



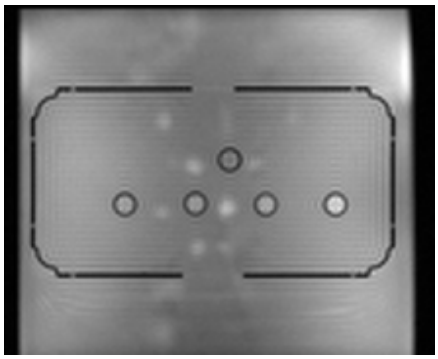
Esempio di aliasing: a sinistra una sezione di un fantoccio sferico acquisita con un campo di vista di dimensioni adeguate, a destra lo stesso oggetto acquisito con un campo di vista ridotto.

Artefatti da radiofrequenze

Una non perfetta schermatura della sala ove è presente il magnete può comportare il passaggio di radiofrequenze che interagiscono con il campo magnetico principale causando alterazioni visibili come artefatti, solitamente a forma di bande nella direzione della codifica di fase.

Ringing (o artefatto di Gibbs)

Quando in un'immagine è presente un repentino cambiamento di contrasto (nell'immagine a fianco una struttura di plastica, che risulta nera nell'immagine, è immersa in acqua), si formano attorno all'interfaccia delle "onde" spaziate ad intervalli regolari. Questo fenomeno prende il nome di *ringing* (o artefatto di Gibbs, dal fisico statunitense Willard Gibbs). Questo è un fenomeno conosciuto anche in teoria dei segnali e dovuto al sottocampionamento in frequenza di un segnale. Per rappresentare una repentina variazione di un segnale nel campo della trasformata di Fourier quale è il k-spazio, sarebbe necessaria l'acquisizione di un infinito numero di campioni. Data l'impossibilità pratica di soddisfare questo requisito, l'interfaccia non appare netta ma presenta queste caratteristiche oscillazioni.



Esempio di ringing: accanto ai repentini cambi di intensità si creano delle bande

Per eliminare questo artefatto è necessario eseguire la scansione ad una risoluzione più elevata.

Chemical shift

Si nota come la presenza di una banda bianca e una nera nel bordo tra due tessuti con diversa proprietà di *chemical shift* (di solito tra acqua e grasso). Questo artefatto è conseguente alle interazioni che i protoni hanno nella nube elettronica in cui si trovano e che li fanno precedere a una frequenza leggermente diversa. La sua presentazione è direttamente proporzionale con l'intensità del campo magnetico e inversamente proporzionale ai gradienti. Uno dei modi per eliminarlo è utilizzare acquisizioni con soppressione del grasso.

Dipendenti dal mezzo di contrasto

Una scorretta sincronizzazione tra l'arrivo del bolo di mezzo di contrasto e l'acquisizione delle immagini può comportare il verificarsi di particolari artefatti. Ad esempio, l'effetto Maki si presenta con un doppio contorno della parte dei vasi e con una netta ipodensità all'interno. Un'accentuata sfumatura dei contorni delle strutture in esame è invece conosciuto come effetto Blueberring.

Disomogeneità del campo magnetico

La presenza sul corpo del paziente di materiali conduttivi, come clip chirurgiche, protesi dentarie, protesi ortopediche,...) può tradursi in una disomogeneità del campo magnetico che comporterà la presenza di artefatti nell'immagine finale.

Note

1. **^** Rinck PA, *A short history of magnetic resonance imaging*, in *Spectroscopy Europe*, vol. 20, n. 1, 2008, p. 7.
2. **^** Mansfield P, Grannell PK, *"Diffraction" and microscopy in solids and liquids by NMR*, in *Physical Review B*, vol. 12, n. 9, 1975, pp. 3618–34, Bibcode:1975PhRvB..12.3618M, DOI:10.1103/physrevb.12.3618.
3. **^** Bruce Rosenblum e Fred Kuttner, *Quantum Enigma: Physics Encounters Consciousness*, Oxford University Press, 2011, p. 127, ISBN 978-0-19-979295-5.
4. **^** *The Nobel Prize in Physiology or Medicine 2003*, Nobel Foundation. URL consultato il 28 luglio 2007 (archiviato dall'url originale il 6 dicembre 2019).
5. **^** (**EN**) http://www.mrisafety.com/
6. **^** (**EN**) Neurospin (http://neurospin.org), sito ufficiale del progetto Neurospin.
7. **^** David L. Price, Janet P. De Wilde, Annie M. Papadaki, Jane S. Curran, Richard I. Kitney, <288::AID-JMRI1041>3.0.CO;2-P *Investigation of acoustic noise on 15 MRI scanners from 0.2 T to 3 T*, in *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 13, n. 2, 2001, pp. 288–293, DOI:10.1002/1522-2586(200102)13:2<288::AID-JMRI1041>3.0.CO;2-P. URL consultato il 19 aprile 2015.
8. **^** Z.H. Cho, S.H. Park, J.H. Kim, S.C. Chung, S.T. Chung, J.Y. Chung, *Analysis of acoustic noise in MRI*, in *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 15, n. 7, 1997, pp. 815–822, DOI:10.1016/S0730-725X(97)00090-8. URL consultato il 19 aprile 2015.
9. **^** S. Allen Counter, Ake Olofsson, H. F. Grahn, Erik Borg, *MRI acoustic noise: Sound pressure and frequency analysis*, in *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 7, n. 3, 1997, pp. 606–611, DOI:10.1002/jmri.1880070327. URL consultato il 19 aprile 2015.
10. **^** M. McJury, R.W. Stewart, D. Crawford, E. Toma, *The use of active noise control (ANC) to reduce acoustic noise generated during MRI scanning: Some initial results*, in *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 15, n. 3, 1997, pp. 319–322, DOI:10.1016/S0730-725X(96)00337-2. URL consultato il 19 aprile 2015.
11. **^** Coriasco & Rampado & Bradac, 2014, p. 20.
12. *Magnetic Resonance Imaging*, University of Wisconsin. URL consultato il 14 marzo 2016 (archiviato dall'url originale il 10 maggio 2017).
13. **^** Keith A. Johnson, *Basic proton MR imaging. Tissue Signal Characteristics*, Harvard Medical School. URL consultato il 14 marzo 2016 (archiviato dall'url originale il 5 marzo 2016).
14. Keith A. Johnson, *Basic proton MR imaging. Tissue Signal Characteristics*, Harvard Medical School. URL consultato il 14 marzo 2016 (archiviato dall'url originale il 5 marzo 2016).
15. Tushar Patil, *MRI sequences*, su *slideshare.net*. URL consultato il 14 marzo 2016.
16. **^** *Magnetic Resonance Imaging*, University of Wisconsin. URL consultato il 14 marzo 2016 (archiviato dall'url originale il 10 maggio 2017).
17. **^** Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M, *MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders*, in *Radiology*, vol. 161, n. 2, novembre 1983, pp. 401-407, 3763909.
18. **^** Moseley ME, Cohen Y, Mintorovitch J, Chileuitt L, Shimizu H, Kucharczyk J, Wendland MF, Weinstein PR, *Early detection of regional cerebral ischemia in cats: comparison of diffusion- and T2-weighted MRI and spectroscopy*, in *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 14, n. 2, maggio 1990, pp. 330-346, 2345513.

19. ^ Page 292 (https://books.google.se/books?id=1pV35-skfkwC&pg=PA292) in: Martin Vosper, Donald Graham, Paul Cloke, *Principles and Applications of Radiological Physics*, 6ª ed., Elsevier Health Sciences, 2011, ISBN 978-0-7020-4614-8.
20. ^ Jeremy Jones and Prof Frank Gaillard et al., *MRI sequences (overview)*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 gennaio 2017.
21. ^ Nicolas Lefevre, Jean Francois Naouri, Serge Herman, Antoine Gerometta, Shahnaz Klouche e Yoann Bohu, *A Current Review of the Meniscus Imaging: Proposition of a Useful Tool for Its Radiologic Analysis*, in *Radiology Research and Practice*, vol. 2016, 2016, pp. 1–25, DOI:10.1155/2016/8329296, ISSN 2090-1941.
22. Dr Tim Luijkx and Dr Yuranga Weerakkody, *Steady-state free precession MRI*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 ottobre 2017.
23. ^ Mohammad Taghi Niknejad, *Short tau inversion recovery*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 ottobre 2017.
24. ^ Ferco Berger, Milko de Jonge, Robin Smithuis and Mario Maas, *Stress fractures*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 ottobre 2017.
25. ^ *Fluid attenuation inversion recoveryg*, su *radiopaedia.org*. URL consultato il 3 dicembre 2015.
26. Dr Bruno Di Muzio and Dr Ahmed Abd Rabou, *Double inversion recovery sequence*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 ottobre 2017.
27. ^ Neuro and Dr Usman Bashir, *Diffusion weighted imaging*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 ottobre 2017.
28. ^ Dr Yuranga Weerakkody and Prof Frank Gaillard et al., *Ischaemic stroke*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 15 ottobre 2017.
29. ^ Mark Hammer, *MRI Physics: Diffusion-Weighted Imaging*, su *XRayPhysics*. URL consultato il 15 ottobre 2017.
30. ^ H. An, A. L. Ford, K. Vo, W. J. Powers, J.-M. Lee e W. Lin, *Signal Evolution and Infarction Risk for Apparent Diffusion Coefficient Lesions in Acute Ischemic Stroke Are Both Time- and Perfusion-Dependent*, in *Stroke*, vol. 42, n. 5, 2011, pp. 1276–1281, DOI:10.1161/STROKEAHA.110.610501, ISSN 0039-2499.
31. Derek Smith and Dr Usman Bashir, *Diffusion tensor imaging*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 13 ottobre 2017.
32. ^ Terence C Chua, Wei Wen, Melissa J Slavin e Perminder S Sachdev, *Diffusion tensor imaging in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: a review*, in *Current Opinion in Neurology*, vol. 21, n. 1, 2008, pp. 83–92, DOI:10.1097/WCO.0b013e3282f4594b, ISSN 1350-7540.
33. ^ Frank Gaillard et al., *Dynamic susceptibility contrast (DSC) MR perfusion*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 14 ottobre 2017.
34. ^ Feng Chen, *Magnetic resonance diffusion-perfusion mismatch in acute ischemic stroke: An update*, in *World Journal of Radiology*, vol. 4, n. 3, 2012, pp. 63, DOI:10.4329/wjr.v4.i3.63, ISSN 1949-8470.
35. ^ Prof Frank Gaillard et al., *Dynamic contrast enhanced (DCE) MR perfusion*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 15 ottobre 2017.
36. ^ *Arterial spin labeling*, su *University of Michigan*. URL consultato il 27 ottobre 2017.
37. ^ Prof Frank Gaillard et al., *Arterial spin labelling (ASL) MR perfusion*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 15 ottobre 2017.
38. ^ I-han Chou, *Milestone 19: (1990) Functional MRI*, *Nature*. URL consultato il 9 agosto 2013.
39. ^ Dr Tim Luijkx and Prof Frank Gaillard, *Functional MRI*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 16 ottobre 2017.
40. *Magnetic Resonance Angiography (MRA)*, su *Johns Hopkins Hospital*. URL consultato il 15 ottobre 2017.
41. ^ Dr J. Ray Ballinger et al., *Phase contrast imaging*, su *Radiopaedia*. URL consultato il 15 ottobre 2017.
42. ^ Dr Bruno Di Muzio and A.Prof Frank Gaillard, *Susceptibility weighted imaging*, su *radiopaedia.org*. URL consultato il 15 ottobre 2017.

43. **^** (**EN**) Peter Caravan, Jeffrey J. Ellison e Thomas J. McMurry, *Gadolinium(III) Chelates as MRI Contrast Agents: Structure, Dynamics, and Applications*, in *Chemical Reviews*, vol. 99, n. 9, 1999-9, pp. 2293–2352, DOI:10.1021/cr980440x.
44. **^** E T Petersen, I Zimine e Y-C L Ho, *Non-invasive measurement of perfusion: a critical review of arterial spin labelling techniques*, in *The British Journal of Radiology*, vol. 79, n. 944, 1º agosto 2006, pp. 688–701, DOI:10.1259/bjr/67705974.
45. **^** (**EN**) D. W. Tank, A. R. Kay e T. M. Lee, *Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation*, in *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 87, n. 24, 1º dicembre 1990, pp. 9868–9872, DOI:10.1073/pnas.87.24.9868.
46. **^** Grazie al tensore di diffusione dell'acqua nella sostanza bianca si sta studiando la precoce diminuzione del fascio.

Bibliografia

- Mario Coriasco, Osvaldo Rampado e Gianni Boris Bradac, *Elementi di risonanza magnetica*, Springer, 2014, ISBN 978-88-470-5640-4.
- Valli Guido; Coppini Giuseppe. *Bioimmagini* 2ª ed.. Bologna, Pàtron, 2005. ISBN 978-88-555-2838-2
- Cittadini Giorgio, *Diagnostica per immagini e radioterapia*, Genova, ECIG, 2002, ISBN 978-88-7545-930-7
- (**EN**) *US3789832*, United States Patent and Trademark Office, Stati Uniti d'America.: Raymond V. Damadian, *Apparatus and Method for Detecting Cancer in Tissue*, 1972 (primo brevetto nel campo dell'MRI)
- (**EN**) *US3932805*, United States Patent and Trademark Office, Stati Uniti d'America.: Zenuemon Abe, *Method of obtaining internal information of a measuring target from the out-side by the application of a nuclear magnetic resonance phenomenon*, 1973
- (**EN**) TRTF/EMRF: The history of MRI (Peter A. Rinck, ed). url = http://www.magnetic-resonance.org/ch/20-01.html
- (**EN**) Guadalupe Portal; Aliosvi Rodriguez Whole body magnetic resonance imaging in early diagnosis in Trinidad BMJ (2010) ISSN 1756-1833 url = http://www.bmj.com/rapid-response/2011/12/19/re-whole-body-magnetic-resonance-imaging
- (**EN**) Ian L. Pykett, *NMR Imaging in Medicine* (**PDF**), in *Scientific American*, vol. 246, n. 5, 1º maggio 1982, pp. 78–88, DOI:10.1038/scientificamerican0582-78 (archiviato dall'url originale il 10 marzo 2016).
- (**EN**) Perry Sprawls, *Magnetic Resonance Imaging Principles, Methods, and Techniques*, Medical Physics Publishing, 2000, ISBN 978-0-944838-97-6.
- (**EN**) Simon, Merrill e Mattson, James S, *The pioneers of NMR and magnetic resonance in medicine: The story of MRI*, Ramat Gan, Israel, Bar-Ilan University Press, 1996, ISBN 0-9619243-1-4.
- (**EN**) Haacke, E Mark, Brown, Robert F, Thompson, Michael e Venkatesan, Ramesh, *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*, New York, J. Wiley & Sons, 1999, ISBN 0-471-35128-8.
- (**EN**) Lee SC, Kim K, Kim J, Lee S, Han Yi J, Kim SW, Ha KS e Cheong C, *One micrometer resolution NMR microscopy*, in *J. Magn. Reson.*, vol. 150, n. 2, June 2001, pp. 207–13, Bibcode:2001JMagR.150..207L, DOI:10.1006/jmre.2001.2319, PMID 11384182.
- (**EN**) P Mansfield, *NMR Imaging in Biomedicine: Supplement 2 Advances in Magnetic Resonance*, Elsevier, 1982, ISBN 978-0-323-15406-2.
- (**EN**) Eiichi Fukushima, *NMR in Biomedicine: The Physical Basis*, Springer Science & Business Media, 1989, ISBN 978-0-88318-609-1.
- (**EN**) Bernhard Blümich e Winfried Kuhn, *Magnetic Resonance Microscopy: Methods and Applications in Materials Science, Agriculture and Biomedicine*, Wiley, 1992, ISBN 978-3-527-

28403-0.
- (EN) Peter Blümer, *Spatially Resolved Magnetic Resonance: Methods, Materials, Medicine, Biology, Rheology, Geology, Ecology, Hardware*, a cura di Peter Blümler, Bernhard Blümich, Robert E. Botto, Eiichi Fukushima, Wiley-VCH, 1998, ISBN 978-3-527-29637-8.
- (EN) Zhi-Pei Liang e Paul C. Lauterbur, *Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective*, Wiley, 1999, ISBN 978-0-7803-4723-6.
- (EN) Franz Schmitt, Michael K. Stehling e Robert Turner, *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application*, Springer Berlin Heidelberg, 1998, ISBN 978-3-540-63194-1.
- (EN) Vadim Kuperman, *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Applications*, Academic Press, 2000, ISBN 978-0-08-053570-8.
- (EN) Bernhard Blümich, *NMR Imaging of Materials*, Clarendon Press, 2000, ISBN 978-0-19-850683-6.
- (EN) Jianming Jin, *Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging*, CRC Press, 1998, ISBN 978-0-8493-9693-9.
- (EN) Imad Akil Farhat, P. S. Belton, Graham Alan Webb e Royal Society of Chemistry (Great Britain), *Magnetic Resonance in Food Science: From Molecules to Man*, Royal Society of Chemistry, 2007, ISBN 978-0-85404-340-8.

Voci correlate

- Mezzo di contrasto
- Risonanza magnetica nucleare
- Risonanza magnetica funzionale
- Medicina nucleare
- Gradient echo
- FLAIR
- Echo-planar imaging
- Turbo spin echo
- Acquisizione parallela

Altri progetti

- Wikiquote contiene citazioni di o su **imaging a risonanza magnetica**
- Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/?uselang=it) contiene immagini o altri file su **imaging a risonanza magnetica (https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:Magnetic_resonance_imaging?uselang=it)**

Collegamenti esterni

- (EN) Corso online di introduzione all'MRI (https://web.archive.org/web/20130802090126/http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/).
- (EN) Atlante MRI del cervello umano (http://brainmaps.org/index.php?action=viewslides&datid=17).
- (EN) Portale informativo sulla tecnologia MR (http://www.mr-tip.com/).
- (EN) A SHORT HISTORY OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING FROM A EUROPEAN POINT OF VIEW (https://web.archive.org/web/20021210120153/http://www.emrf.org/FAQs%20MRI%20History.html).
- (EN) Sito di informazione sulle misure di sicurezza riguardo all'MRI (http://www.mrisafety.com/). Contiene informazioni riguardo alla possibilità di effettuare esami in pazienti con vari tipi di

impianti e protesi.

- (EN) Proposed Methodology to Evaluate Unnecessary Imaging (http://www.siaecm.org/radiologia/index.asp).
- (EN) An Excursion into the History of Magnetic Resonance Imaging (http://www.magnetic-resonance.org/sources/Magnetic%20Resonance%2012th%20edition%202018%20Offprint%20History.pdf)

Controllo di autorità	LCCN (EN) sh85079741 (http://id.loc.gov/authorities/subjects/sh85079741) · GND (DE) 4120806-7 (https://d-nb.info/gnd/4120806-7) · BNF (FR) cb120656832 (https://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb120656832) (data) (https://data.bnf.fr/ark:/12148/cb120656832)

Estratto da "https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Imaging_a_risonanza_magnetica&oldid=120584849"

Questa pagina è stata modificata per l'ultima volta il 12 mag 2021 alle 07:15.

Il testo è disponibile secondo la licenza Creative Commons Attribuzione-Condividi allo stesso modo; possono applicarsi condizioni ulteriori. Vedi le condizioni d'uso per i dettagli.

INDICE:

Prefazione: 3

Introduzione: 4

Radiazioni ionizzanti: 5
Radioprotezione: 24
Medicina nucleare: 37

Laboratorio radioisotopi: 41

Radiofarmaco: 42
Dosaggio radioimmunologico: 50

Strumentazione: 53

Gamma camera: 54
Tomografo PET: 62
Ciclotrone: 71

Diagnostica scintigrafica: 75

Scintigrafia:76
Tomografia a Emissione di Fotone Singolo (SPECT): 79
Scintigrafia miocardica: 83
Scintigrafia polmonare: 97
Scintigrafia renale: 102
Scintigrafia ossea: 107
Scintigrafia con granulociti marcati: 109
SPECT cerebrale perfusionale: 124
Neuroimaging del sistema dopaminergico: 127
Linfonodo sentinella: 131
Linfoscintigrafia degli arti: 138
Scintigrafia delle ghiandole salivari: 141
Scintigrafia per la ricerca di angiomi epatici: 144
Scintigrafia per la ricerca di sanguinamenti occulti: 147
Scintigrafia per lo studio del fegato e delle vie biliari: 151
Scintigrafia per lo studio del transito esofago-gastro-duodenale: 155

Studio scintigrafico della mucosa gastrica eterotopica: 158
Scintigrafia tiroidea: 160
Scintigrafia paratiroidea: 163
Scintigrafia corticosurrenalica: 166

Diagnostica PET: 170

Tomografia a Emissione di Positroni (PET): 171
Utilizzo della PET in oncologia: 180
PET cerebrale: 192
PET cardiaca: 196

Terapia radiometabolica: 199

Terapia radiometabolica: 200
Teranostica: 204
Terapia radiometabolica dell'ipertiroidismo: 206
Terapia radiometabolica del carcinoma tiroideo differenziato: 210
Teranostica dei tumori neuroendocrini: 215
Radioembolizzazione intrarteriosa delle neoplasie primitive e delle metastasi epatiche: 221
Terapia radiometabolica delle metastasi ossee: 224
Radiosinoviortesi: 228
Radioimmunoterapia dei linfomi: 231

Elaborazione delle immagini: 234

Radiomica: 235
Mappatura Statistica Parametrica (SPM): 241

Metodiche radiologiche: 245

Radiografia: 246
Ecografia: 251
Tomografia computerizzata (TC): 260
Imaging a Risonanza Magnetica (RM): 277